Aus der Chirurgischen Klinik des
Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt
Direktor: PROFESSOR DR. MED. H.J. SYKOSCH

Untersuchung zum Verhalten der nichtinvasis gemessenen intrakardialen Potentiale (Elektrogramme) und Reizschwellen bei multiprogrammierbaren Schrittmachern mit Telemetriefunktion.

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Thomas Sarwas

1982

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus der Chirurgischen Klinik des
Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt
Direktor: PROFESSOR DR. MED. H.J. SYKOSCH

Untersuchung zum Verhalten der nichtinvasiv gemessenen intrakardialen Potentiale (Elektrogramme) und Reizschwellen bei multiprogrammierbaren Schrittmachern mit Telemetriefunktion.

D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Thomas Sarwas

1982

"Gedruckt mit Genehmigung der MedizinischenFakultät der Universität Düsseldorf"

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Hopf

Referent

gez.: Prof. Dr. Sykosch

Korreferent

gez.: Prof. Dr. Ferbers

INHALTSÜBERSICHT

	Seite
Einleitung	1
I. Erläuterung der Fragestellung - Ziel der Untersuchung	4
II. Beschreibung des Patientenkollektivs, der Methodik und des Untersuchungsaufbaus	
A. Patientenkollektiv	6
B. Methodik	16
C. Untersuchungsaufbau	18
III. Der Schrittmacher Medtronic Spectrax SXT Modell 8423	22
IV. Implantierte Elektroden	25
V. Beschreibung des Programmiergeräts Medtronic Modell 9701A, des Programmierkopfs Modell 9701A-T und des Adapters für ein Registriergerät Modell 9701A-E	
A. Programmiergerät	29
B. Programmierkopf	32
C. Adapter	33
VI. Auswertung und Interpretation der Meßwerte	
A. Ventrikuläre Reizschwelle	35
B. Atriale Reizschwelle	44
C. Ventrikuläres Elektrogramm	45
D. Atriales Elektrogramm	64
VII. Resumée	65
Literaturverzeichnis	70

EINLEITUNG

Seit der ersten Herzschrittmacherimplantation überhaupt im Jahre 1959 in Schweden durch ELMQUIST und SENNING (12, 13) und der ersten Implantation in Deutschland am 6.10.1961 in Düsseldorf durch SYKOSCH (1, 5-7, 9-11, 15, 18, 24, 33-40) hat die technische Weiterentwicklung sowohl der Herzschrittmacher als auch der Elektroden -nicht zuletzt aufgrund der perfektionierten Raumfahrttechnologie (integrierte Schaltungen und Mikroprozessoren)- in den letzten beiden Jahrzehnten einen foudroyanten Verlauf genommen.
Bereits 1968 kamen die ersten programmierbaren, kurze Zeit später schon die ersten multiprogrammierbaren Herzschrittmacher und 1980 endlich multiprogrammierbare Herzschrittmacher mit Telemetriefunktion auf den Markt.

Diagnostik und Auswertung der mittels Telemetrie gewonnenen Parameter lassen Erkenntnisse zu, die früher lediglich hypothetisch geäußert oder aber nur unzureichend experimentell erarbeitet worden waren.

Im Dominikus-Krankenhaus, Düsseldorf-Heerdt, werden seit November 1969 Herzschrittmacher implantiert (Tabelle 1).
Die große Anzahl der Neuimplantationen, sowie der Schrittmacheraustausch- und Folgeoperationen (Elektrodenkorrekturen, Schrittmachertaschenverlagerungen nach Infektion) lassen dieses Krankenhaus zu einer der führenden Kliniken in Deutschland auf dem Gebiet der Herzschrittmachertherapie avancieren.
Es werden hier Herzschrittmacher-Kontrolluntersuchungen bei 2500 ambulanten Patienten pro

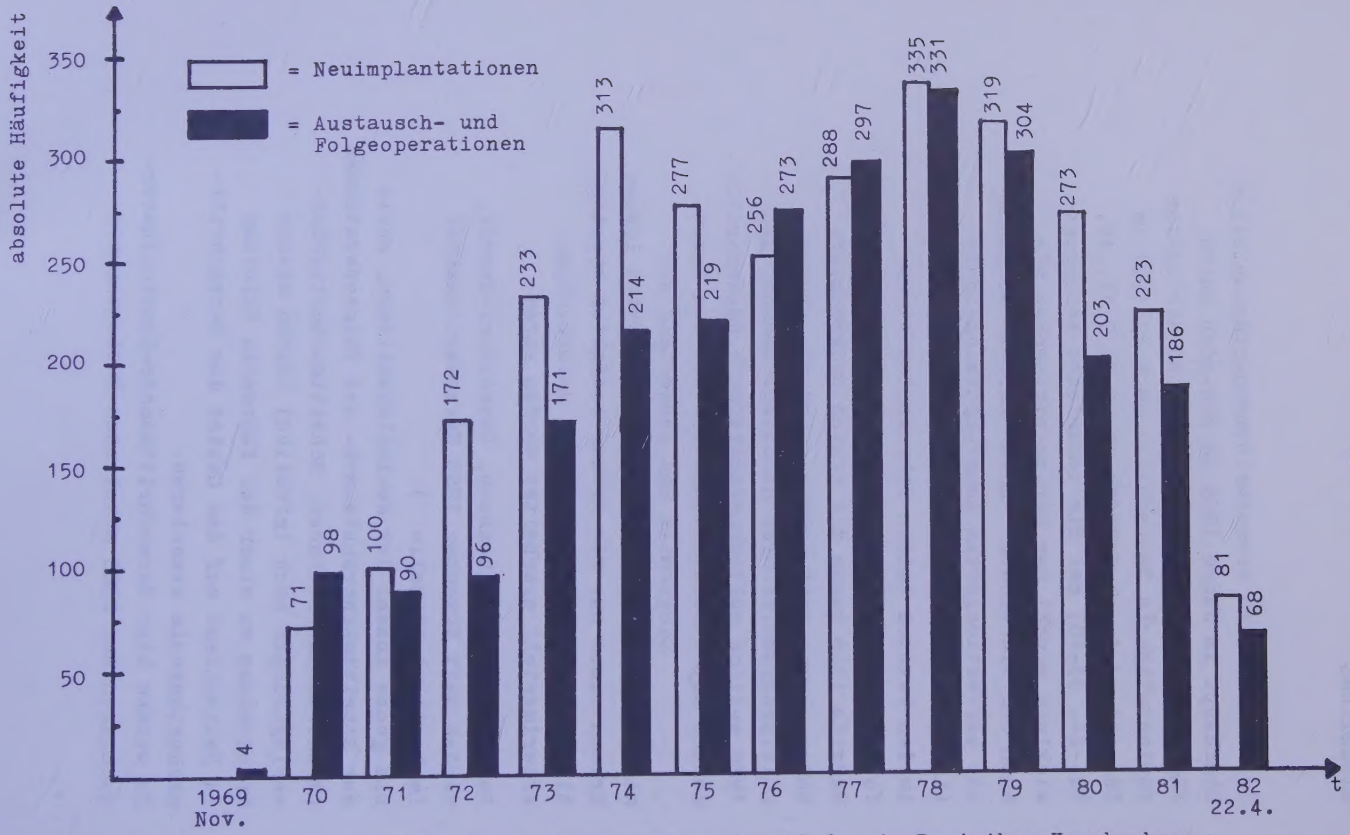


Tabelle 1: Stabdiagramm zur Anzahl der im Dominikus-Krankenhaus, Düsseldorf-Heerdt, durchgeführten Neuimplantationen sowie Austausch- und Folgeoperationen seit November 1969 bis zum 22.4.1982.

Monat durchgeführt, die sich bislang auf die Impulsanalysedaten und die EKG-Dokumentation beschränkten.
Bei der nunmehr neuen Herzschrittmachergeneration mit Telemetriefunktion ist es darüberhinaus möglich, einerseits alle programmierten Parameter detailliert festzustellen,um so eine optimale Überwachung des Aggregats zu gewährleisten und andererseits auch die Reizschwellmessung und besonders das intrakardiale Elektrogramm als Bindeglied zwischen dem Apparat und dem zu stimulierenden Herzen in die bei den Nachuntersuchungen gewonnenen Daten mitaufzunehmen.
Dadurch wird es in Zukunft möglich, die für den Patienten individuell notwendigen Parameter zu programmieren und so eine optimale Therapie zu gewährleisten.
Hierzu ist es allerdings erforderlich, das postoperative Verhalten der Reizschwelle und des intrakardialen Elektrogramms zu kennen.
Dies zu untersuchen soll Ziel der vorliegenden Arbeit sein.

I. ERLÄUTERUNG DER FRAGESTELLUNG - ZIEL DER UNTERSUCHUNG

In der Vergangenheit war das Gros der postoperativen Komplikationen auf Elektrodendislokationen und -mikrodislokationen (8, 14, 22, 27), aber auch auf Zwerchfellzucken (2) und Schrittmachertascheninfektionen und -perforationen (19, 29, 33) zurückzuführen.
Die Schwierigkeiten liegen nachfolgend in einem Reizschwellanstieg (4, 16, 20, 28, 31, 32, 38) und einem zu gering abgeleiteten intrakardialen Elektrogramm (3, 21, 23, 25, 26).

Die Parameter zur Feststellung einer Mikrodislokation der Elektrode lassen sich aber mit dem neuen Schrittmachersystem schon derart früh konstatieren, bevor es überhaupt zu schwerwiegenden Komplikationen für den Patienten kommt.

Ziel der Untersuchung sollte es daher sein, die Entwicklungstendenzen von Reizschwelle und intrakardialem Elektrogramm postoperativ zu dokumentieren.
So deuten beispielsweise stark schwankende R- und P-Potentiale auf ein Flottieren bzw. Tippen der Elektrode im Endokard hin (30).
Es soll weiterhin nachgewiesen werden, wie sich die Entwicklung des R- und P-Potentials postoperativ im Hinblick auf die Langzeitstabilität gestaltet:

+ Speziell atriale Sonden machten in der Vergangenheit immer häufig Schwierigkeiten bei der Wahrnehmung des atrialen Aktionspotentials, so daß hämodynamisch günstige Schrittmacher nur selten dauerhaft funktionierten.
+ Bei ventrikulär liegenden Elektroden soll

eruiert werden, wie sich einerseits das intrakardiale Potential postoperativ bei verschiedenen Typen von Elektroden -und speziell bei einschraubbaren Elektroden- verändert (Abbau des Verletzungspotentials vor allem bei Schraubelektroden/Verhalten der Amplitude des intrakardialen Elektrogramms in der Einheilungsphase der Elektrode) und ob andererseits die verschiedenen Konfigurationen der Elektrodenspitze ein unterschiedliches Ansteigen der Reizschwelle zur Folge haben.

Wenn sich nämlich nach Abschluß der Untersuchungsreihe feststellen ließe, daß die Reizschwelle permanent unter 2,7 Volt läge, so könnte man die Schrittmacher auf weniger Energieverbrauch programmieren und damit die Lebensdauer der Aggregate verlängern.

II. BESCHREIBUNG DES PATIENTENKOLLEKTIVS, DER METHODIK UND DES UNTERSUCHUNGSAUFBAUS

A. Patientenkollektiv

Im Zeitraum vom 28.4.1981 bis zum 22.4.1982 wurden an der Chirurgischen Klinik des Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt (Chefarzt: Prof. Dr. H.J. Sykosch) 234 Herzschrittmacherneuimplantationen durchgeführt; davon wurden 65 Patienten mit einem monopolaren Herzschrittmacher vom Typ Medtronic 8423 versorgt (Medtronic B.V., Wenckebachstraat 10, 6466 NC Kerkrade-West, Holland).

Bei 60 Patienten (= 92,31 %) wurde aufgrund der Anamnese und der Indikationsstellung eine Therapie mit einer den Ventrikel stimulierenden Elektrode, bei 5 Patienten (= 7,69 %) hingegen mit einer den Vorhof reizenden Elektrode angestrebt.
Das Durchschnittsalter des gesamten Patientenkollektivs betrug 67,59 Jahre.
Die Geschlechtsverteilung differenzierte sich wie folgt: 26 Frauen (= 40 % der Implantationen) im Durchschnittsalter von 67,72 Jahren -die jüngste Patientin war 37,11 , die älteste 84,9 Jahre alt- und 39 Männer (= 60 % der Implantationen) im Durchschnittsalter von 67,5 Jahren -der jüngste Patient war hier 32,4 , der älteste 94,11 Jahre alt- wurden zur Implantation an die Klinik überwiesen.
Der Gipfel der Altersverteilungskurve zum Zeitpunkt der Neuimplantation lag zwischen dem 60. und 79. Lebensjahr (Tabelle 2).

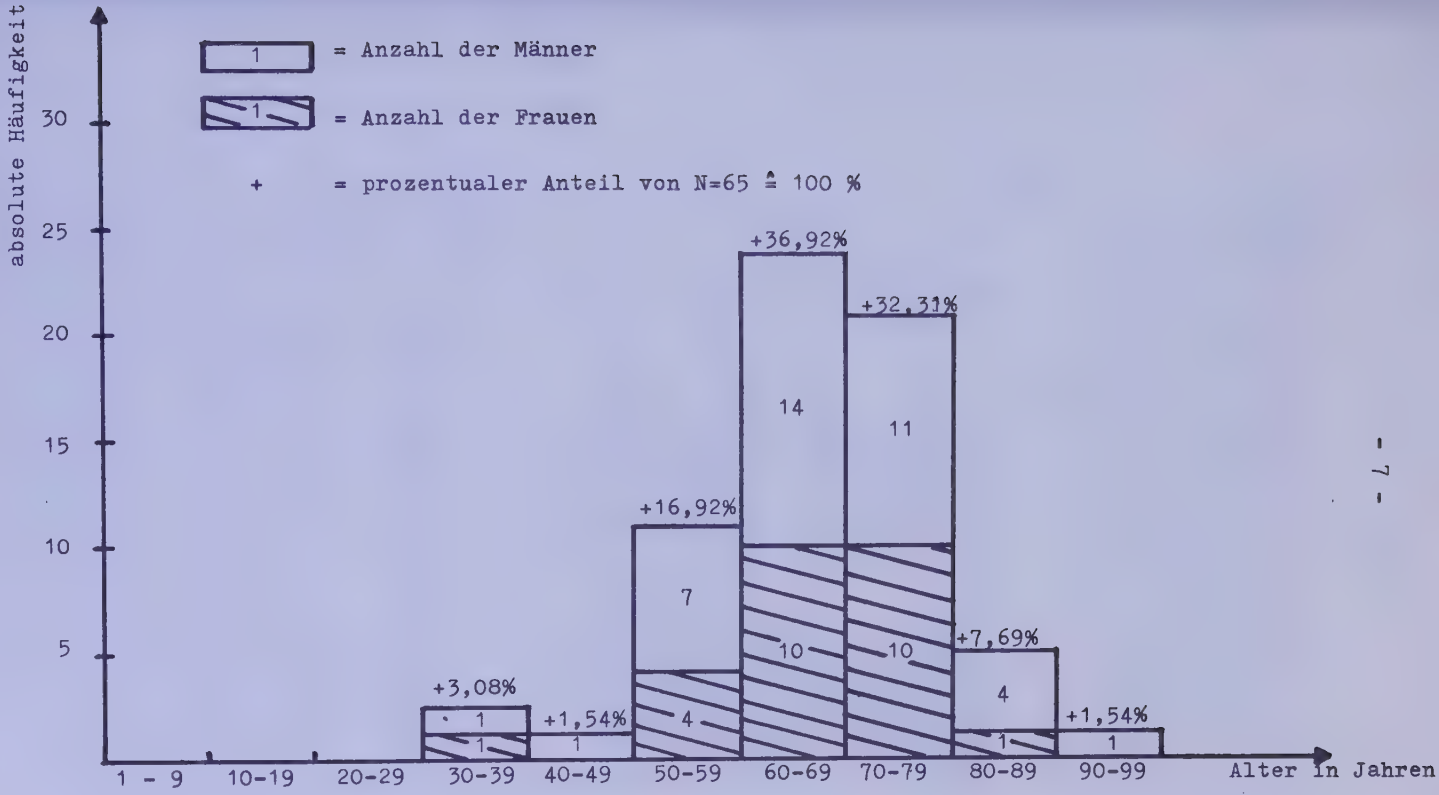


Tabelle 2: Histogramm zur Alters- und Geschlechtsverteilung der 65 Patienten mit Angabe des prozentualen Anteils der einzelnen Kolumnen am Gesamtkollektiv.

Die von der European Working Group of Cardiac Pacing (E.W.G.C.P.) und der International Association of Pacemaker Manufactures (I.A.P.M.) erstellte Code-Erklärung für Implantationen (Abbildung 1) wurde für die Tabellierung der Indikationsstatistik zugrunde gelegt.

CODE-ERKLÄRUNG FÜR IMPLANTATION

Symptom – klinische Indikation

01 = Keine Angaben
02 = Symptom nicht kodifiziert
03 = Synkope
04 = Schwindelzustände ö.ä.
05 = Bradycardie
06 = Tachycardie
07 = Prophylaktisch
08 = Herzinsuffizienz
09 = Cerebrale Dysfunktion

EKG = EKG-Indikation
(EKG vor Implantation)

01 = Keine Angaben über Rhythmus
02 = Rhythmus nicht kodifiziert
03 = Normaler Sinusrhythmus
04 = AV-Block 1. Grades
05 = AV-Block 2. Grades ohne Angaben
06 = AV-Block 2. Grades Wenckebach
07 = AV-Block 2. Grades Mobitz
08 = AV-Block 3. Grades QRS ohne Ang.
09 = AV-Block 3. Grades schmales QRS
10 = AV-Block 3. Grades breites QRS
11 = Schenkelblock (BBB) ohne Ang.
12 = Rechter (R) BBB inkomplett
13 = RBBB komplett
14 = Linker (L) BBB komplett
15 = Linksanteriorer Hemiblock (LAHB)
16 = Linkspost. Hemiblock (LPHB)
17 = RBBB + LAHB + norm. PR-Intervall
18 = RBBB + LPHB + norm. PR-Intervall

Ätiologie

01 = Keine Angaben
02 = Nicht kodifiziert
03 = Ätiologie unbekannt
04 = Fibrose d. Reizleitungssystems
05 = Ischaemisch
06 = Nach Infarkt
07 = Chirurgisch
08 = Angeboren
09 = Kardiomyopathie
10 = Myocarditis
11 = Klappenerkrankung
12 = Karotis-Sinus-Syndrom

19 = RBBB + LAHB + langes PR
20 = RBBB + LPHB + langes PR
21 = LBBB + langes PR-Intervall
22 = S(ick) S(inus) S(yndrom) o. Angabe
23 = SSS-SA exit block
24 = SSS-SA arrest
25 = SSS-Bradycardie
26 = Brady-Tachycardie
27 = SSS + AV-Block
28 = Ventrik. Extrasystolen
29 = Ventrik. Tachycardie
30 = Paroxysmales Ventrikelflattern
31 = Vorhof-Flatt./Flimm. + Bradycardie
32 = Vorhof-Tachycardie
33 = Präexcitationssyndrom

Abbildung 1: Code-Erklärung für Implantationen, erstellt durch die E.W.G.C.P. und die I.A.P.M.

Hiernach ergibt sich für unser Patientenkollektiv die in Tabelle 3 aufgeführte Verteilung der Implantationsindikationen (Tabelle 3). Interessant ist demnach die Tatsache, daß bei diesem Patientenkollektiv die nomotopen Erregungsbildungsstörungen mit Abstand das Gros der Indikationen zur Herzschrittmacherimplantation darstellen. Heterotope Erregungsbildungsstörungen

SYMPTOM

Code-Nr.:	Anzahl:	in % von N=65 ≙ 100%
01	5	7,69 %
03	19	29,24 %
04	10	15,38 %
05	27	41,54 %
06	4	6,15 %
	65	100,00 %

EKG

Code-Nr.:	Anzahl:	in % von N=65 ≙ 100%
03	2	3,08 %
04	3	4,62 %
05	1	1,54 %
06	1	1,54 %
08	5	7,69 %
10	2	3,08 %
15	1	1,54 %
22	18	27,68 %
23	1	1,54 %
24	7	10,76 %
25	14	21,54 %
26	6	9,23 %
27	2	3,08 %
28	1	1,54 %
31	1	1,54 %
	65	100,00 %

ÄTIOLOGIE

Code-Nr.:	Anzahl:	in % von N=65 ≙ 100%
03	51	78,45 %
05	1	1,54 %
06	3	4,62 %
09	3	4,62 %
11	1	1,54 %
12	6	9,23 %
	65	100,00 %

Tabelle 3: Auflistung der Implantationsindikationen der 65 Patienten nach der Code-Erklärung für Implantationen erstellt durch die E.W.G.C.P. und die I.A.P.M. mit Angabe des prozentualen Anteils am Gesamtkollektiv.

oder sogar Überleitungsstörungen bilden dagegen einen vergleichsweise geringen Anteil.

So stellt sich dann die präoperativ mittels Elektrokardiogramm dokumentierte und ausgewertete Herzfrequenz bei den 65 Patienten in folgender Weise dar (Tabelle 4):

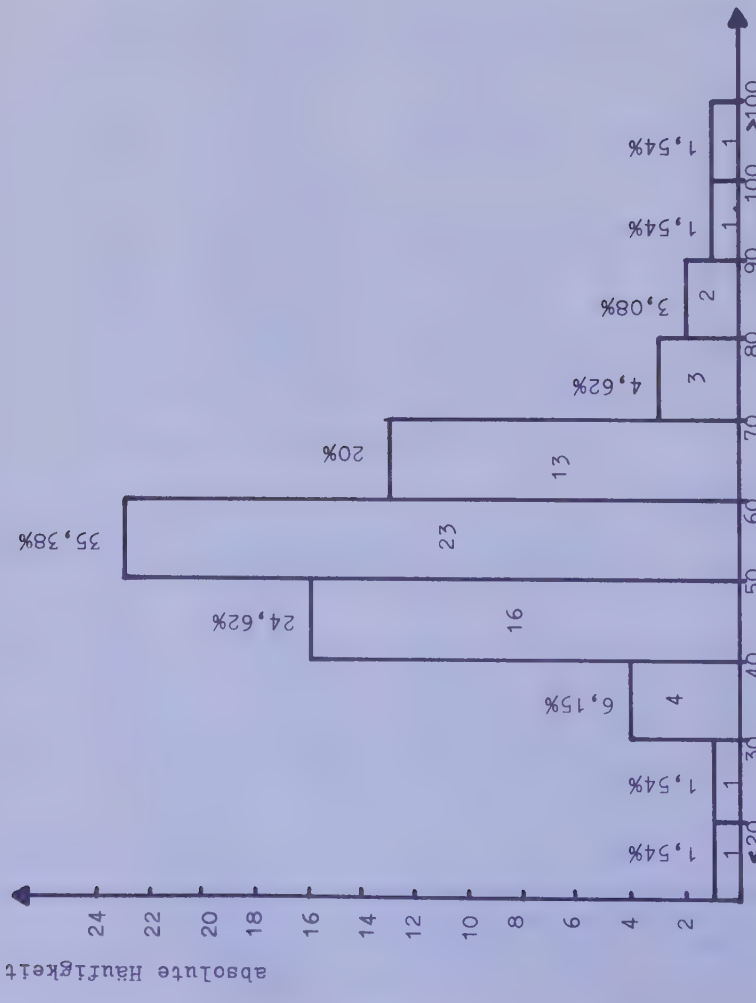


Tabelle 4: Histogramm zur präoperativen Herzfrequenz der 65 Patienten mit Angabe des prozentualen Anteils der einzelnen Häufigkeiten am Gesamtkollektiv.

Sämtliche Elektrodenkabel wurden ausschließlich auf endokardialem Weg im Herzen plaziert.

Da bei einigen Patienten, die von anderen Kliniken an das Dominikus-Krankenhaus zur Implantation überwiesen wurden, bereits ein Vena Subclavia-Katheter auf der rechten Seite angelegt worden war, mußte hier -um ein Infektionsrisiko zu vermeiden- die Elektroden- und Schrittmacherimplantation auf der linken Seite vorgenommen werden. Folgende Gefäße wurden im einzelnen als venöse Zugänge gewählt (Tabelle 5):

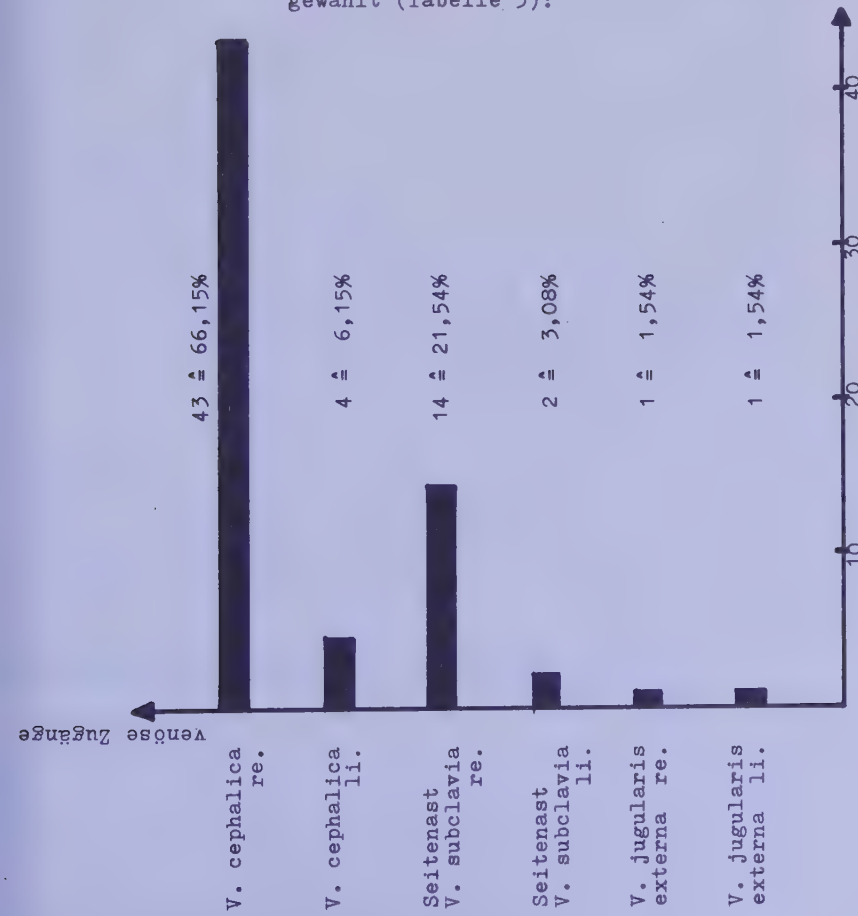


Tabelle 5: Blockdiagramm zur Häufigkeit der einzelnen venösen Zugänge mit Angaben der Prozentzahlen am Gesamtanteil.

Es zeigt sich, daß das Einführen der Elektrode über die Vena cephalica nach wie vor der Zugang der Wahl ist, jedoch bei zu geringem Kaliber oder Aplasie dieses Gefäßes (bei ca. 7% der Menschen) auf andere Venen ausgewichen werden muß.

Die Schrittmacheraggregate wurden ausschließlich subkutan entweder auf der rechten Seite in 58 Fällen (= 89,23%) oder auf der linken Seite in 7 Fällen (= 10,77%) im Bereich über dem Musculus pectoralis major implantiert und positioniert.

Aufgrund der Tatsache, daß auch außerhalb der Klinik Schrittmacherkontrolluntersuchungen (postoperative Nachfolgekontrollen) durchgeführt werden, standen für die kontinuierliche Untersuchung 59 Patienten zur Verfügung, die unter strikter Einhaltung der selbst entworfenen Protokolle nachuntersucht wurden (Abbildungen 2 und 3).

Bei 2 Patienten (= 3,08%) war es trotz Programmierung des Herzschrittmachers auf eine Frequenz von 30 pro Minute nicht möglich, ein intrakardiales Elektrogramm zu schreiben: rezidivierende Adams-Stokes-Anfälle und der somit verbundene zu niedrige Eigenrhythmus des Patienten hatten eine permanente Stimulation des Herzschrittmachers zur Folge, so daß kein Elektrogramm aufgezeichnet werden konnte.

FORMBLATT zur NEUIMPLANTATION

1. PATIENT

Name, Vorname: _____ Geschlecht: w / m

Geburtsdatum: _____

Implantationsdatum: _____

2. IMPLANTATIONSINDIKATION nach EUROPEAN WORKING GROUP OF CARDIAC PACING (E.W.G.C.P.) und INTERNATIONAL ASSOCIATION OF PACEMAKER MANUFACTURERS (I.A.P.M.)

a) Symptom: ____/____/____

b) EKG: ____/____/____

c) Ätiologie: ____/____/____

3. HERZSCHRITTMACHER

○ Medtronic Modell 8423

○ anderes Modell: _____

Lage der Schrittmachertasche: ○ subcutan rechts

○ subcutan links

○ andere: _____ re. / li.

4. ELEKTRODE

Typ: _____

endokardialer Zugang: _____ re. / li.

Elektrodenlage: ○ Vorhof ○ Ventrikel

5. INTRAOPERATIVE REIZSCHWELLE und ELEKTROGRAMM

Reizschwelle: _____ Volt

_____ Milliampere

Elektrogramm: _____ Millivolt

konstant: ja / nein

Schwankung von _____ mV bis _____ mV

○ Elektrogramm nicht meßbar.

Abbildung 2: Protokoll zur Neuimplantation

FORMBLATT zur NACHUNTERSUCHUNG

1. PATIENT

Name, Vorname: _____ Geschlecht: w / m

Geburtsdatum: _____

Implantationsdatum: _____

Tag der Untersuchung: _____

2. TELEMETRISCHE MESSUNG der PROGRAMMIERTEN PARAMETER

Frequenz: _____ /Minute

Impulsbreite: _____ ms

Empfindlichkeit: _____ mV

Impulsamplitude: ○ voll ○ halb

Refraktärzeit: _____ ms

Hysterese: ○ keine _____ /Minute

Stimulationsart: ○ demand
○ synchron
○ asynchron

3. MESSUNG der REIZSCHWELLE

Stimulationsart: ○ VVI ○ AAI
○ andere: _____

a) bei voller Amplitude (5 V):

permanente Impulsbreite: _____ ms

Reizschwelle: _____ ms

b) bei halber Amplitude (2,7 V):

permanente Impulsbreite: _____ ms

Reizschwelle: _____ ms

Abbildung 3: Protokoll zur Nachuntersuchung

FORMBLATT zur NACHUNTERSUCHUNG

(FORTSETZUNG)

4. MESSUNG des INTRAKARDIALEN ELEKTROGRAMMS

Telemetrierter Wert: _____ mV ○ konstant

○ Schwankungen von _____ mV bis _____ mV

○ kein Elektrogramm meßbar, da _____

_____

_____

_____

5. FOLGENDE PARAMETER wurden NEU PROGRAMMIERT

○ Frequenz: _____ /Minute

○ Impulsbreite: _____ ms

○ Empfindlichkeit: _____ mV

○ Impulsamplitude: ○ voll ○ halb

○ Refraktärzeit: _____ ms

○ Hysterese: ○ keine _____ /Minute

○ Stimulationsart: ○ demand

○ synchron

○ asynchron

6. BEMERKUNGEN

Abbildung 3: Protokoll zur Nachuntersuchung (Fortsetzung)

B. Methodik

Intraoperativ wurde bei unipolarer Spannungs- und Stromreizschwelle bei 0,5 ms Impulsdauer gemessen.

Als indifferente Elektrode diente intraoperativ der Wundsperrer, so daß gleiche Bedingungen bei allen Messungen vorlagen.

Als Stimulationsgerät diente ein externer Impulsgenerator der Firma Devices.

Das intrakardiale Elektrogramm wurde über einen Tektronic-Oszillographen intraoperativ dokumentiert.

Zur postoperativen Darstellung des Elektrogramms wurde ein Siemens-Elema-Dreifachschreiber verwendet.

Bei 42 Patienten wurde sowohl die Reizschwelle bei 5 Volt und 2,7 Volt als auch das intrakardiale Elektrogramm nach folgenden postoperativen Zeitintervallen gemessen und dokumentiert:

1. 20 Minuten postoperativ
2. 1 Tag postoperativ
3. an einem weiteren Tag innerhalb der ersten Woche postoperativ
4. 1 Woche postoperativ
5. 1 Mal innerhalb der vierten bis zwölften Woche postoperativ
6. im Rahmen der weiteren Herzschrittmacherkontrolluntersuchungen

Die telemetrischen Messungen der Reizschwelle und des intrakardialen Elektrogramms an sich sind nur wenig zeitaufwendiger als die übliche

Impulsanalyse und die EKG-Dokumentation, erhöhen aber doch wesentlich durch die ausgedruckten Parameter die Sicherheit des Patienten.
Die Messung selbst beträgt durchschnittlich 4 Minuten (Reizschwelle und Elektrogramm).

Das intraoperativ aufgezeichnete Elektrogramm wurde den bei den Nachfolgeuntersuchungen telemetrierten Elektrogrammen gegenübergestellt und verglichen.
Dasselbe gilt auch für die Reizschwellwerte.

C. Untersuchungsaufbau

Bei einer Kontrolluntersuchung wurde grundsätzlich das Oberflächen-Elektrokardiogramm über Handgelenkselektroden abgeleitet (Abbildung 4) und im ersten Kanal des EKG-Streifens dokumentiert.

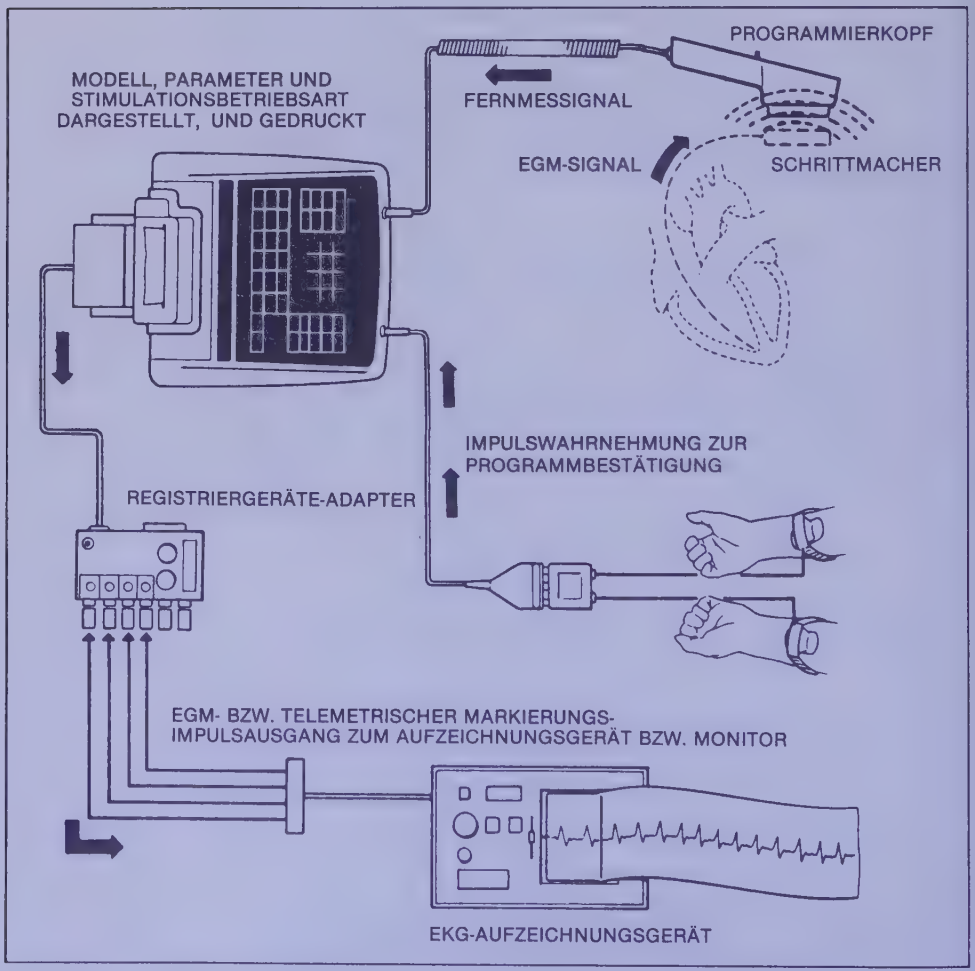


Abbildung 4: Graphik zur Darstellung der Meßanordnung.

Im zweiten Kanal stellte sich das intrakardiale Elektrogramm dar, welches über den Herzschrittmacher via Programmierkopf, Programmiergerät auf den EKG-Schreiber übertragen wurde (Abbildung 5).

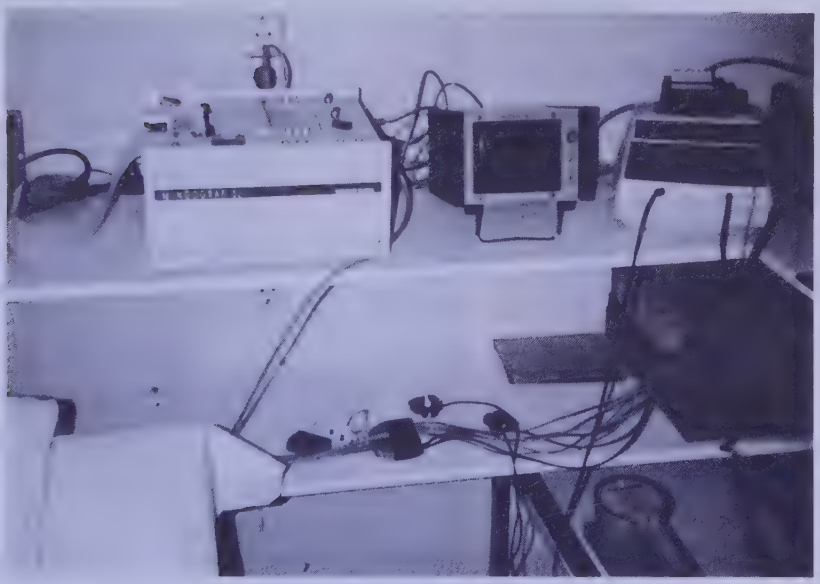


Abbildung 5: Blick in den Untersuchungsraum mit Geräteanordnung zur Messung der Reizschwelle und des intrakardialen Elektrogramms (v.r.n.l.: Programmiergerät, Oszillograph, EKG-Schreiber; unten rechts: Programmierkopf; darüber links: Handgelenkselektroden)

Das intrakardiale Elektrogramm wurde über eine im Programmiergerät auslösbare Eichtaste (Calib) genormt.
Die Reizschwelle wurde mit Hilfe des Programmiergeräts und eines angeschlossenen Oszillographen erfaßt und zunächst bei voller Amplitude (5 V) und dann bei halber Amplitude (2,7 V) nach folgenden, in den Abbildungen 6 und 7 wiedergegebenen Programmabläufen dokumentiert (Abbildungen 6 und 7).

Programmierungsfolge zur Messung der Reizschwelle beim HSM-Modell Medtronic 8423 mittels Programmiergerät Medtronic 9701 A:

1.) HSM-Modell wählen + PRINT-Taste drücken

2.) Programmierkopf auflegen

3.) MEASURE

4.) READ TELEM / PROGRAM

5.) Frequenz größer Eigenrhythmus des Patienten programmieren.

Beispiel: RATE / 90 / PROGRAM

6.) AUTO THLD / PROGRAM (PROGRAM-Taste halten, bis HSM-Aktionen ineffektiv !)

7.) AMPL / 1 oder 2 / PROGRAM

8.) AUTO THLD / PROGRAM (PROGRAM-Taste halten, bis HSM-Aktionen ineffektiv !)

9.) NOMNL (bringt alle Werte auf die vom Werk eingestellte Norm zurück !)

Abbildung 6: Programmablauf zur Messung der Reizschwelle mittels Programmiergerät Medtronic 9701 A.

Programmierungsfolge zur Messung des intrakardialen Elektrogramms beim HSM-Modell Medtronic 8423 mittels Programmiergerät Medtronic 9701 A:

1.) DMND / TEMP / PROGRAM

2.) Frequenz kleiner Eigenfrequenz des Patienten programmieren.

Beispiel: RATE / 40 / PROGRAM

3.) EKG-Schreiber laufen lassen und mit 100 mm/s intrakardiales Elektrogramm schreiben.

zwischendurch

CALIB-Taste (Eichtaste) mehrmals drücken.

-+-+-+-+-+-+-+-+-+-+-

Nach Abschluß der Messungen muß eine Kontrolle der programmierten Schrittmacherwerte erfolgen:

READ TELEM / PROGRAM

Falls diese Werte mit den unter 4.) (Programmierungsfolge zur Messung der Reizschwelle) telemetrierten nicht übereinstimmen, müssen die dort ausgedruckten Parameter wieder programmiert werden.

Abbildung 7: Programmablauf zur Messung des intrakardialen Elektrogramms mittels Programmiergerät Medtronic 9701 A.

III. DER SCHRITTMACHER MEDTRONIC SPECTRAX SXT MODELL 8423

Bei dem unipolaren implantierbaren Herzschrittmacher Medtronic Spectrax SXT Modell 8423 (Medtronic B.V., Wenckebachstraat 10, 6466 NC Kerkrade-West, Holland) (Abbildung 8) handelt es sich um einen multiprogrammierbaren Schrittmacher, der in sechs Parametern programmierbar ist (Tabelle 6).

Abbildung 8: Vorder- und Seitenansicht des Schrittmachers Medtronic Spectrax SXT Modell 8423.

Bei dieser Vielzahl von nicht invasiv programmierbaren Parametern und Funktionen sowie auch der Telemetrie-Einrichtung sind die Impulsgeneratoren dieses Modells in der Lage, sowohl atriale als auch ventri-

kuläre Schrittmacherfunktionen auszuüben.

	8422 (Bipolar)	8423 (Unipolar)
Programmierbare Frequenzen	30 bis **70** bis 129** min⁻¹ in Schritten von 1.0 min⁻¹	
Programmierbare Hysterese-Frequenzen	**0**, 40, 50, 60 min⁻¹	
Frequenz bei aufgelegtem Magneten	entspricht der programmierten Frequenz	
Frequenz bei starken kontinuierlichen Störungen	entspricht der programmierten Frequenz	
Programmierbare Impulsdauer gemessen bei 0,5 V über Grundpotential bei Beginn der Lebensdauer (BOL)	0.05 ms; 0.10, **0,50**; 2.00 ms in Schritten von 0,10 ms	
Bei Beginn der Lebensdauer (BOL)	**5,0** V (Voll)	2,7 V (halb)
Impulsamplitude bei Ende der Lebensdauer (EOL), 0.25 ms nach Anstiegsflanke gemessen	3.6 V (voll)	2,0 V (halb)
Programmierbare Empfindlichkeiten (beide Polaritäten)	1.25 mV, **2,50** mV; 5,00 mV bei 40 ms sin² Impuls	
Programmierbare Refraktärzeiten***	220, **325**, 400 ms	
Energiequelle	Alpha 33 Lithium-Jod-Batterie	
Stöchiometrische Kapazität Maximale verfügbare Kapazität	2.6 Ah 2.1 Ah	
Anzeichen für Batterieerschöpfung (Absinken der Batteriespannung auf 2.1 V): Verminderung der Stimulationsfrequenz Zunahme der Impulsdauer um	 ca. 10% ca. 100%	
Stromverbrauch (bei werkseitig eingestellten Parametern - BOL) Stimulation Wahrnehmung	 60 µW 30 µW	
Impulsenergie (während der effektiven Lebensdauer bei den gegebenen Stimulationsparametern)	25 µJ	
Frequenzbegrenzung (Schutzmaßnahme)	140 min⁻¹	
Abmessungen: Höhe Länge Dicke	48 mm 59 mm 10 mm	45 mm 59 mm 10 mm
Masse	45 g	
Gehäuse	Titan (Modell 8423 mit Isolierschicht)	
Verdrängungsvolumen	21 cm³	20 cm³
Zulässige Betriebstemperatur Zulässige Lagertemperatur	4°C bis 38°C – 18°C bis 52°C	

Tabelle 6: Technische Daten des Schrittmachers Medtronic Spectrax SXT Modell 8423.

Zur Stromversorgung des Schrittmachermodells 8423 dient eine hermetisch abgekapselte Lithium-Jod-Batterie, die Energie für voraussichtlich 8 bis 10 Jahre enthält. Außerdem verfügt das Aggregat über integrierte

Schaltkreise (Abbildung 9) in einem ebenfalls hermetisch abgedichteten Gehäuse.

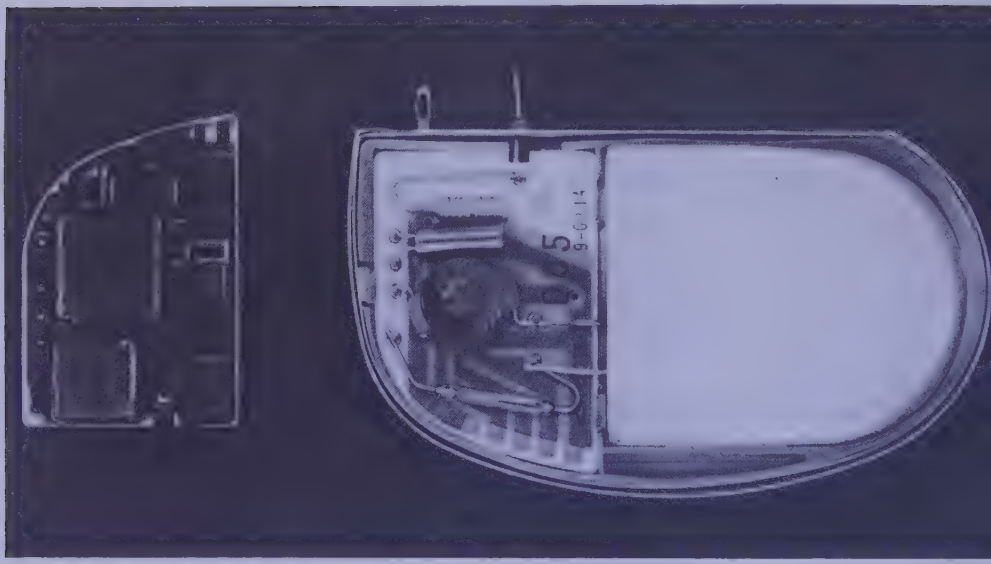


Abbildung 9: Blick auf das technische "Innenleben" des Schrittmachers Medtronic Spectrax SXT Modell 8423.

Zum weiteren Schutz der technischen Bauteile vor eventuell eindringender Körperflüssigkeit sind sowohl der elektronische Teil als auch die Batterie von einer ellipsoiden Titankapsel umgeben.
Um eine mögliche Stimulation der Skeletmuskulatur an der Implantationsstelle möglichst zu verhindern ist das unipolare Schrittmachermodell 8423 außen von einer Isolierschicht umgeben. Der nichtisolierte Teil des Apparats, in den auch die Beschriftung eingeäzt ist, dient als indifferente Elektrode. Dieser Teil wird nach außen, vom Muskel abgewendet plaziert, implantiert.

IV. IMPLANTIERTE ELEKTRODEN

Bei den zur Untersuchungsreihe zählenden Patienten kamen ausschließlich von der Firma Medtronic fabrizierte Elektroden zur Implantation (Tabelle 7).

Die in Tabelle 7 dargestellte Auflistung spezifischer technischer Daten wurde deswegen so detailliert angefertigt, weil diese Einzelheiten für die Beantwortung der einleitend gestellten Fragen von besonderer Bedeutung sind.
Daher werden auch Abbildungen der einzelnen Elektrodenmodelle angefügt (Abbildungen 10 bis 13), um die Konfiguration der Elektrodenspitze exponiert darzustellen.

Die aus der Tabelle 7 zu entnehmende Häufigkeitsverteilung der einzelnen Elektrodenmodelle läßt den Trend deutlich dahingehend erkennen, daß nunmehr des öfteren Schraubelektroden bei den Neuimplantationen von Schrittmachersystemen zur Anwendung kommen, weil diese -wie die Erfahrung zeigt- lediglich eine sehr geringe Dislokationsrate aufweisen. Besonders prädestiniert erscheinen einschraubbare Elektroden dann, wenn eine stabile Fixation im Vorhof des Herzens zur atrialen Stimulation angestrebt werden soll. Daher kamen an dieser Klinik für die atriale Therapie (5 Fälle $\triangleq$ 7,69% der Implantationen) auch mehr Schraubelektroden vom Modell Medtronic 6957 (4 Fälle) zur Implantation, als die von der Firma eigentlich für die Vorhofstimulation

konzeptionierten atrialen j-förmig vorgebogenen Elektroden vom Modell Medtronic 6991 U (1 Fall).

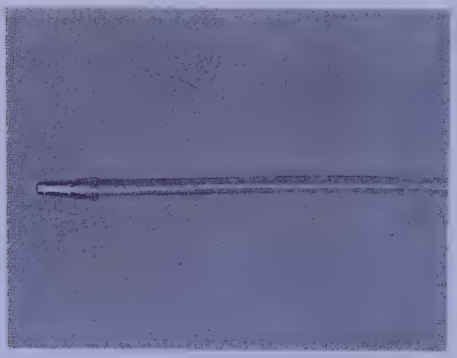


Abbildung 10: Unipolare Elektrode vom Modell Medtronic 6907.

Abbildung 11: Unipolare Elektrode vom Modell Medtronic 6957 (links mit freigelegter schraubenförmiger Reizelektrode).

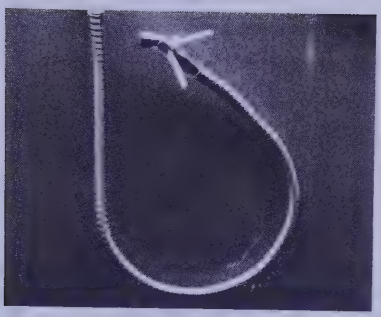


Abbildung 12: Unipolare Elektrode vom Modell Medtronic 6991 U.

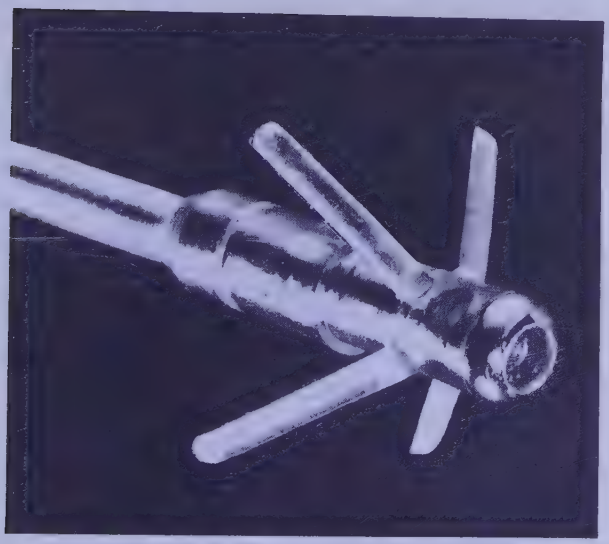


Abbildung 13: Unipolare Elektrode vom Modell Medtronic 6971.

Elektroden-modell	absolute Häufigkeit der Implantation	Häufigkeit in % von N=65 ≙ 100%	Implantationsort Ventrikel / Vorhof		Konfiguration der Elektrodenspitze	Elektroden-oberfläche in mm^2	Elektroden-widerstand in Ohm
Medtronic 6907 R-58	8	12,31 %	8	-	Ring	8	75
Medtronic 6959	23	35,38 %	23	-	Schraube	9,5	8,5
Medtronic 6957	25	38,46 %	21	4	Schraube	10	75
Medtronic 6991 U	1	1,54 %	-	1	Zylinder	11	45
Medtronic 6971	8	12,31 %	8	-	Ring	8	8,5
	65	100,00 %	60	5			

Tabelle 7: Liste der bei den Neuimplantationen verwendeten Elektroden mit Angaben zur Implantationshäufigkeit und zu technischen Daten. Das Elektrodenmodell Medtronic 6907 ist mit Silikonkautschuk isoliert, während bei allen anderen implantierten Elektroden Polyurethan als Isoliermaterial dient.

V. BESCHREIBUNG DES PROGRAMMIERGERÄTS MEDTRONIC MODELL 9701A, DES PROGRAMMIERKOPFS MODELL 9701A-T UND DES ADAPTERS FÜR EIN REGISTRIERGERÄT MODELL 9701A-E.

A. Das Programmiergerät Medtronic Modell 9701A

Bei dem Medtronic-Schrittmacherprogrammiergerät Modell 9701A (Abbildung 14) handelt es sich um ein netzstrombetriebenes Tischgerät zur nichtinvasiven Programmierung mehrerer programmierbarer Medtronic-Herzschrittmacher.

Abbildung 14: Das Programmiergerät mit Programmierkopf und Adapter für ein Registriergerät.

Die Programmierfunktionen des Modells 9701A werden mittels Mikroprozessoren gesteuert und durch den über das Tastenfeld des Programmierers (Abbildung 15) eingegebenen Schrittmachertyp entsprechend festgelegt.

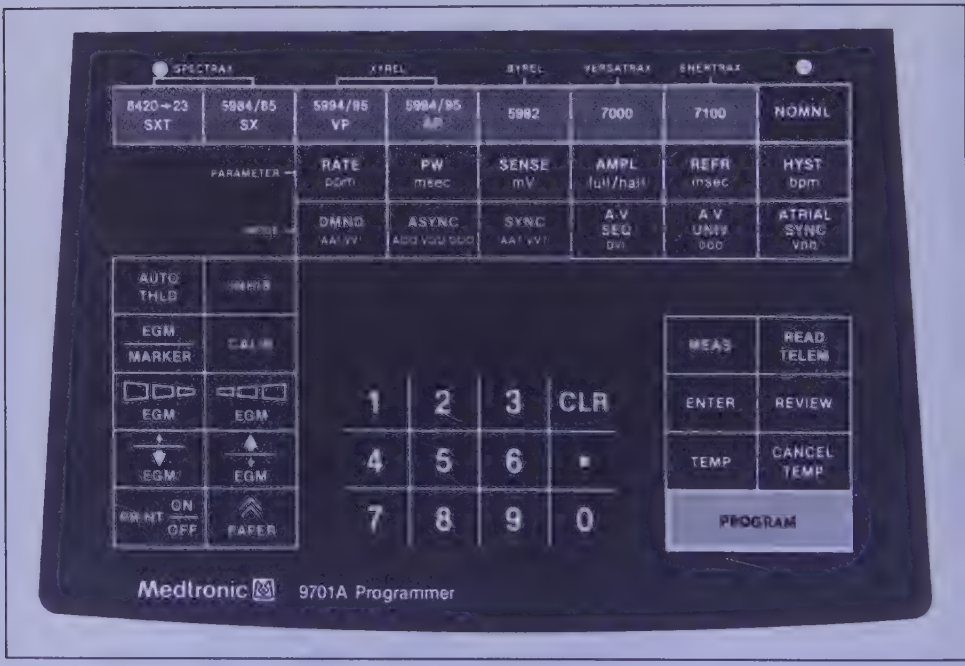


Abbildung 15: Tastenfeld des Programmiergeräts Modell 9701A.

Neben der Programmierung von Parametern und Betriebsarten verfügt das Modell 9701A über spezielle Programmierfunktionen, die auf spezifische Herzschrittmachertypen zugeschnitten sind: es handelt sich hierbei um die automatische Messung der Impulsdauerschwellenwerte, der Inhibierung der Ausgangsfunktionen des Schrittmachers, der tem-

porären Programmierung von Parametern und Stimulationsbetriebsarten, der Fernübertragung von Daten, sowie der Programmierung auf Nominalwerte als Sicnerheitsfunktion.

Die Möglicnkeit der Telemetrie bei diesem Programmiergerät gilt auch für den Schrittmacher Medtronic Spectrax SXT Modell 8423. Über eine umschaltbare Hochfrequenzbrücke zu dem implantierten Schrittmacher kann das Programmiergerät telemetrisch Daten empfangen und verarbeiten, die dann vom und zum Schrittmacher übertragen werden. Die Kommunikation mit dem Schrittmacher erfolgt dabei über einen im Programmierkopf des Programmers untergebrachten Sende-Empfangsgeräts.
Die Wahrnehmung der Meßimpulse erfolgt entweder über Hautelektroden -diese kamen bei unserer Meßreihe nicht zur Anwendung- oder aber über Elektroden, die am Handgelenk des Patienten fixiert werden.

B. Der Programmierkopf Medtronic Modell 9701A-T

Der Programmierkopf ist mit einem starken Dauermagneten sowie mit einem Sendeempfänger einschließlich einer Übertragungs- und Empfangsantenne ausgestattet.
Der Programmierkopf (siehe Abbildung 14) ist während des Programmiervorgangs und während des telemetrischen Datenempfangs direkt über dem Schrittmacher zu plazieren.

C. Der Adapter für ein Registriegerät Medtronic Modell 9701A-E

Dieser Adapter (Abbildung 16) ermöglicht den Anschluß eines EKG-Aufzeichnugs- oder Überwachungsgeräts an den Programmer, wobei folgende Funktionen erfüllt werden können:

1. Aufzeichnung und Überwachung von EKG's bei Patienten mit Haut- oder Handgelenkselektroden, die an das Programmiergerät angeschlossen sind.
2. Aufzeichnung und Überwachung eines von einem implantierten Medtronic Spectrax SXT-Schrittmacher durch Telemetrie übermittelten intrakardialen Elektrogramms.

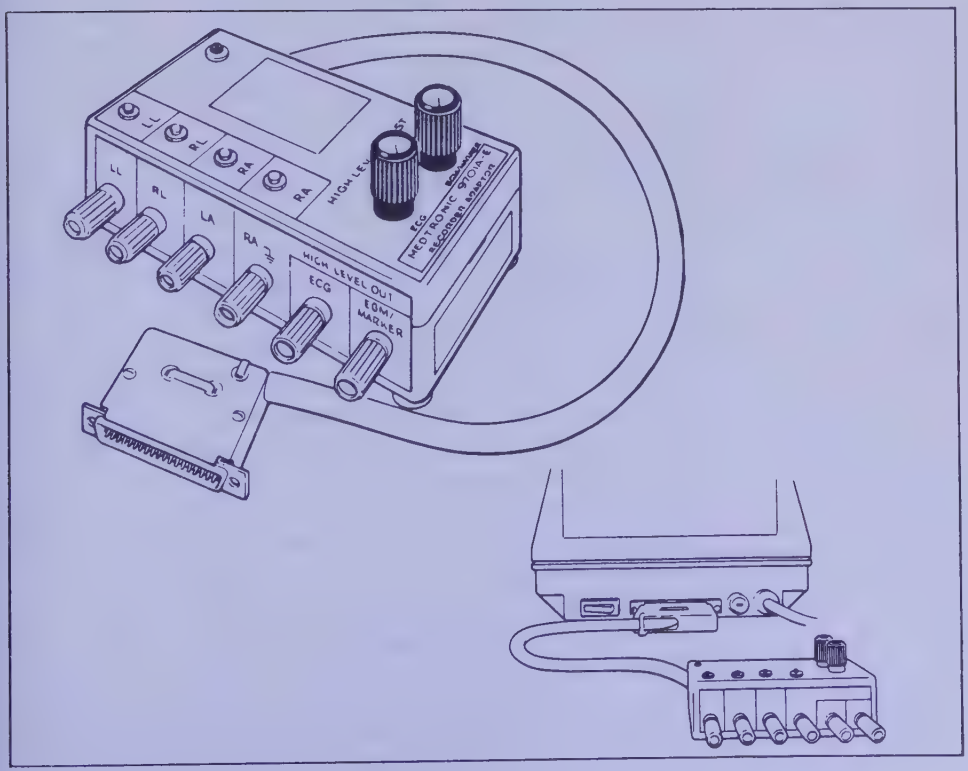


Abbildung 16: Adapter für ein Registriergerät

Hierzu wird ein am Registriergeräte-Adapter befestigtes Mehrleiterkabel an die Datenausgabebuchse auf der Rückseite des Programmiergeräts angeschlossen (siehe Abbildung 16).

VI. AUSWERTUNG UND INTERPRETATION DER MESSWERTE

A. Ventrikuläre Reizschwelle

Unter Reizschwelle versteht man die Energie, die notwendig ist, um das Herz gerade noch zu stimulieren.
Da sich die Energie aus den Multiplikatoren Zeit, Strom und Spannung zusammensetzt, wird in der Praxis zur Reizschwellmessung einer dieser Parameter herangezogen, um die Energie beim Meßvorgang zu reduzieren.
Im Operationssaal wurden die Reizschwellwerte über einen Oszillographen und ein digitales Meßgerät dokumentiert.
Bei den postoperativen Nachfolgekontrollen ist diese Funktion durch das Programmiergerät übernommen worden.
Während im Operationssaal die Reizschwelle intraoperativ unmittelbar an der Elektrode bestimmt werden kann, ist dies bei den postoperativen Nachfolgekontrolluntersuchungen nicht möglich.
Außerdem sind die externen Geräte zur Reizschwellmessung in ihrer Amplitude leicht verstellbar, während der implantierbare Herzschrittmacher in seiner Amplitude nur in zwei Stufen programmierbar ist.
Da die Messung der Amplitude über ein peripher abgeleitetes Elektrokardiogramm verschiedenen körpereigenen Einflüssen unterliegt, bleibt die Messung der Impulsdauer davon unbeeinflußt. Dies ist der Grund dafür, warum die Reizschwellmessungen postoperativ über die Messung der Impulsdauer besser reproduzierbar sind.
Daher sind die verwendeten Schrittmacher so eingerichtet, daß die Amplitude in zwei Stufen und die Impulsdauer in zwanzig Stufen programmierbar ist.

Die Reizschwellmessung mit dem Programmiergerät Medtronic 9701A funktioniert nach folgendem Prinzip (Abbildung 17):

Abbildung 17: Prinzip der Reizschwellmessung mit dem Programmiergerät Medtronic 9701A.
oben: Ausdruck des Programmiergeräts; Messung bei halber Amplitude (2,7 V).
unten: EKG-Dokumentation; Papiergeschwindigkeit: 25 mm/s.
Im EKG sind die letzten beiden Werte des Ausdrucks dargestellt (weitere Beschreibung im Text).

Nach Programmierung der AUTO THLD-Taste wird die PROGRAM-Taste (siehe Seite 20 und Seite 30) gedrückt und gehalten; dabei verringert der Programmer nach jeweils 6-11 Stimulationsimpulsen automatisch die programmierte Impulsdauer des implantierten Schrittmachers um 0,1 ms. Bei Erreichen eines, auf dem EKG-Gerät oder -wie in unserem Fall- einem zwischengeschalteten Oszillographen zu beobachtenden Stimulationsausfalls, muß die PROGRAM-Taste gelöst werden. Die geringste erreichte Impulsdauer vor Loslassen der PROGRAM-Taste ist der Impulsdauerschwellenwert (Reizschwellwert). Während der automatischen Verringerung der Impulsdauer wird jeder Wert vom Programmiergerät angezeigt und ausgedruckt (siehe Abbildung 17).

Das bei den Messungen von mir gewählte Programm zur Feststellung der Reizschwelle (siehe Seite 20) stellt sich somit im Ausdruck des Programmiergeräts Medtronic 9701A in der in Abbildung 18 wiedergegebenen Weise dar (Abbildung 18).

```
SPECTRAX-SXT 8420/23


MEASURED:
PW=0.50MS
RATE= 60PPM


*TELEMETRY READOUT:*
*     BATTERY OK     *
*        RATE= 60PPM*
*          PW=0.50MS*
*       SENSE= 2.5MV*
*         AMPL=FULL   *
*        HYST=50PPM  *
*MAGNET ASYNC MODE  *
*        REFR=325MS  *
*PERM    DEMAND MODE*


*PERM    RATE=90 PPM*
     *CONFIRMED*


*AUTO THRESHOLD
 PERM PW=0.50MS
      PW=0.40MS
      PW=0.30MS
      PW=0.21MS
      PW=0.09MS
      PW=0.07MS
  END PW=0.07MS
PERM PW RESTORED


*PERM    AMPL=HALF   *
     *CONFIRMED*


*AUTO THRESHOLD
 PERM PW=0.50MS
      PW=0.40MS
      PW=0.30MS
      PW=0.19MS
      PW=0.11MS
      PW=0.07MS
  END PW=0.07MS
PERM PW RESTORED


*NOMINAL KEYED      *
 *CONFIRMED*
RATE=70PPM/PW=0.5 MS
SENSE=2.5MV/AMP=FULL
REFR=325MS/HYST=NONE
DEMAND MODE  PERM
*     BATTERY OK     *
```

Abbildung 18: Das vom Programmiergerät ausgedruckte Programm zur Messung der Reizschwelle.

Die von HAGER und SELING 1974 geäußerte Meinung, ... "Die Reizschwelle eingepflanzter Elektroden erreicht ihre Spitze nach etwa 10-14 Tagen. Dann folgt allmählich ein Reizschwellenabfall auf ein niedrigeres Plateau. ..." (17), kann nunmehr nach den vorliegenden Ergebnissen korrigiert werden.

Alle Meßwerte, die bei einer Spannung von 2,7 V ermittelt worden sind, lassen im Verlauf der Einheilungsphase der Elektrode im Trabekelnetz des Herzens eine signifikante Änderung erkennen.
Im einzelnen können folgende Ergebnisse zum ventrikulären postoperativen Reizschwellverhalten konstatiert und formuliert werden (Tabellen 8 und 9):

1. Die 20 Minuten postoperativ gemessenen Impulsdauerschwellenwerte liegen im Gros zwischen 0,05 ms und 0,09 ms.

2. Das Reizschwellverhalten ändert sich am ersten postoperativen Tag nur gering gegenüber den unmittelbar post operationem ermittelten Werten.

3. Die Reizschwellwerte steigen im Laufe der zweiten bis sechsten postoperativen Tage kontinuierlich an und erreichen nach einer Woche (siebte und achte Tag) ihre höchsten Werte: diese liegen nun um das $2\ ^{1}/_{2}$ - bis 3-fache höher als die direkt postoperativ ermittelten Ausgangswerte.

4. Die nach der zweiten Woche bis zum dritten Monat post implantationem ermittelten Meßdaten erfahren eine breite Streuung, überschreiten jedoch bei unserem Patientenkollektiv nie den Impulsdauerwert von 0,3 ms.

5. Zwischen dem dritten bis vierten post-operativen Monat fallen die Reizschwell-werte ab und erfahren im Laufe der nächsten Monate keine weitere Änderung: die Impulsdauerschwellenwerte liegen in einem lediglich engen Bereich um 0,1 ms.
6. Eine Korrelation zwischen Reizschwell-anstieg und Konfiguration sowie Ober-flächendurchmesser der Elektrodenspitzen konnte bei den durchgeführten Messungen nicht nachgewiesen werden.

Es zeigt sich, daß die Reizschwelle nach 3 bis 4 Monaten post operationem relativ konstant ist und sich auf einen bleibenden Wert eingependelt hat.
Als folgerichtige Konsequenz aus diesen ermittelten Daten muß in Bezug auf die Programmierung von Herzschrittmachern pos-tuliert werden: Programmierung der Energie des Schrittmachers -selbstverständlich nach unmittelbar vorausgegangener Messung der Reizschwelle und Feststellung der anderen Parameter- auf einen angemessenen Wert: dies sollte durch Programmierung auf halbe Amplitude oder aber durch Reduzierung der Impulsdauer geschehen, um eine Verlängerung der Lebensdauer des Herzschrittmachers an-zustreben.
Da die Reizschwelle -von Patient zu Patient im unterschiedlichen Maße- gewissen täglichen Schwankungen unterworfen sein kann -es ist erwiesen, daß sich das Reizschwellverhalten unter dem Einfluß sowohl des Endokriniums als auch des Vagustonus mitunter verändert- sollte bei Programmierung der Impulsdauer jedoch als Sicherheitsmarge das $1\ ^1/_2$ -fache

des bei der Reizschwellmessung eruierten Wertes telemetriert werden (Beispiel: der Impulsdauerschwellenwert liegt bei 0,09 ms; also sollte die Impulsdauer auf 0,3 ms programmiert werden).
Weitere Parameter können dann individuell unter Berücksicntigung der Implantationsindikation und der gewünschten Elektrotherapie programmiert werden.

Diese o.a. Praxis wird im Dominikus-Krankenhaus in Düsseldorf-Heerdt gehandhabt und realisiert.

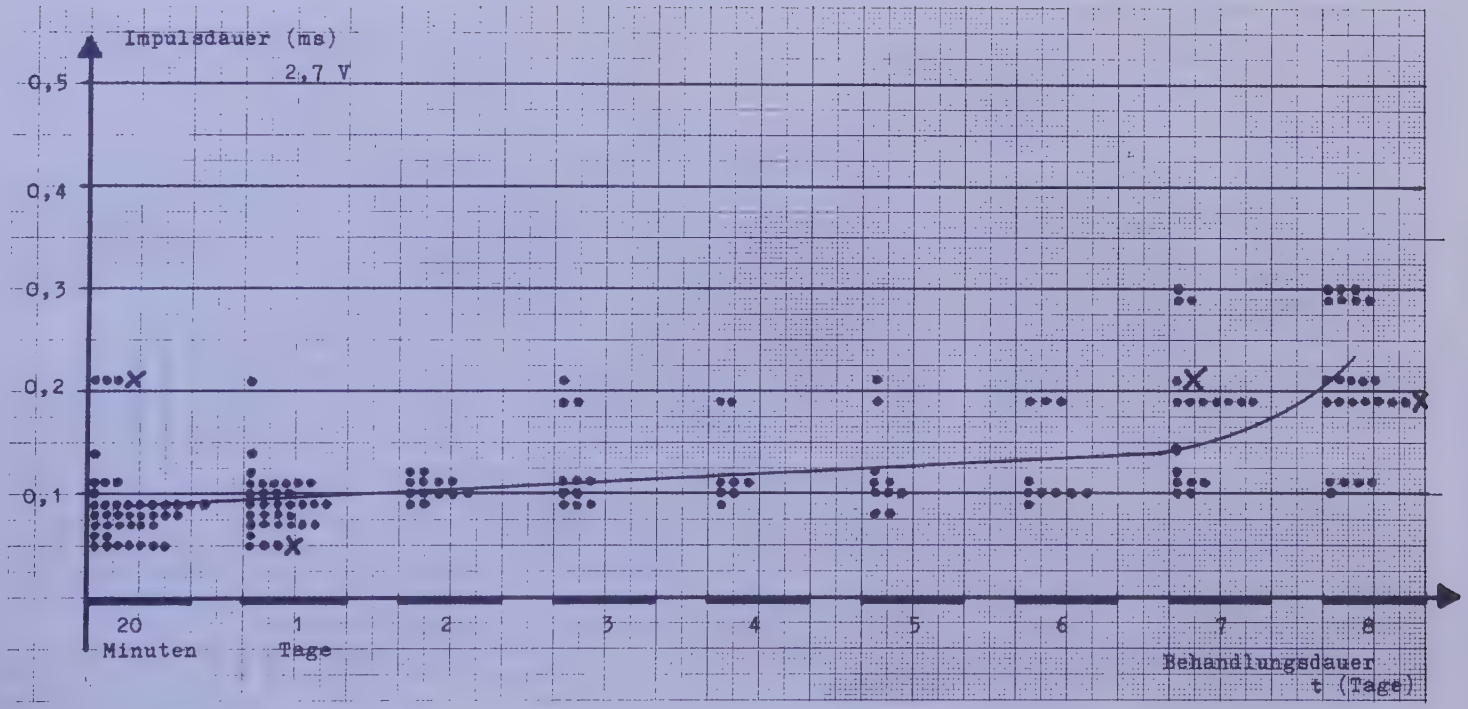


Tabelle 8: Punktediagramm für die gemessenen ventrikulären Impulsdauerschwellenwerte bei halber Amplitude (2,7 V) innerhalb der ersten Woche post implantationem. Die mit "X" markierten Daten stellen atriale Reizschwellwerte dar. Die eingezeichnete Kurve gibt die Mittelwerte wieder.

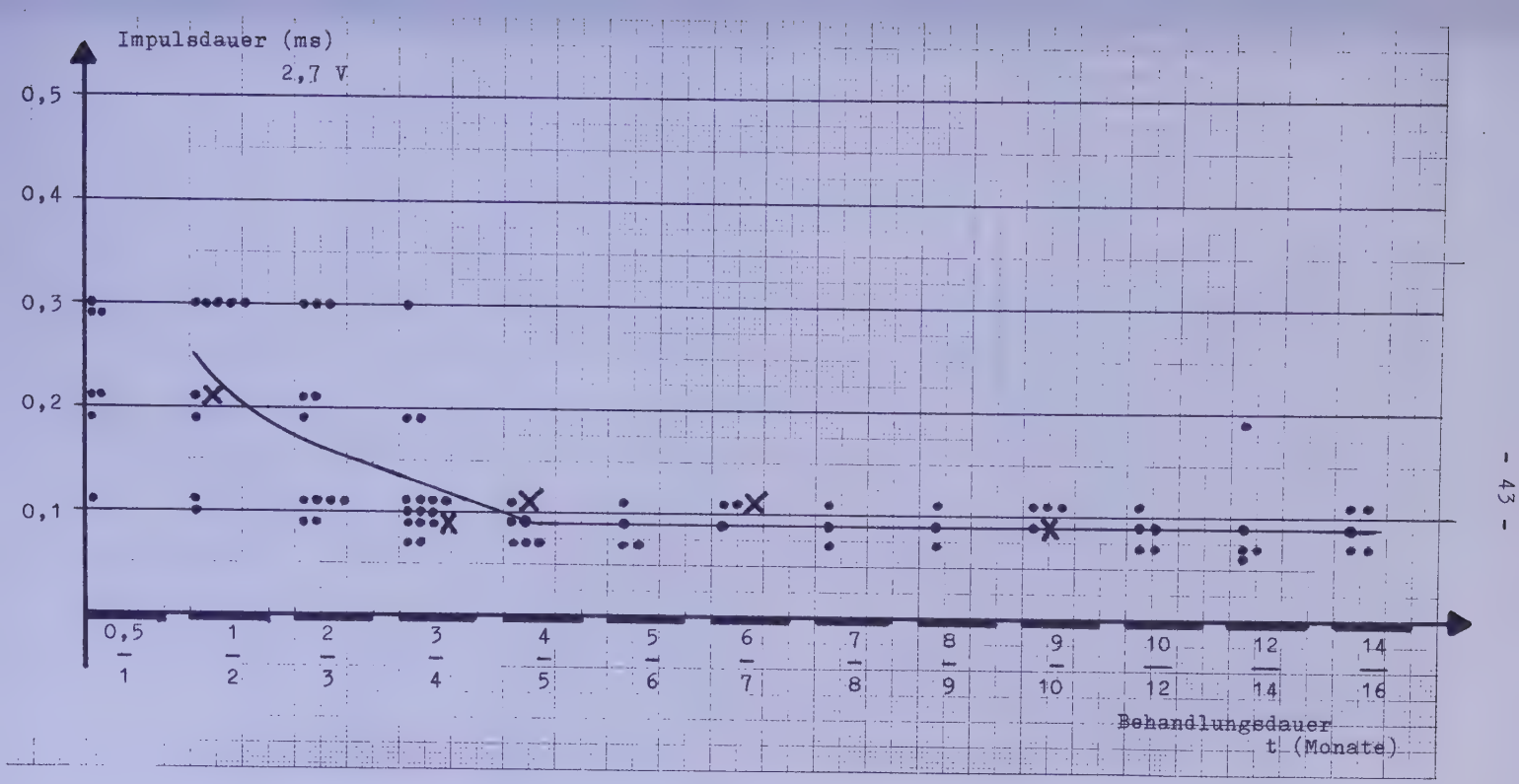


Tabelle 9: Punktediagramm für die gemessenen ventrikulären Impulsdauerschwellenwerte bei halber Amplitude (2,7 V) im Zeitraum von 1/2 Monat bis 16 Monate post implantationem.
Die mit "X" markierten Daten stellen atriale Reizschwellwerte dar.
Die eingezeichnete Kurve gibt die jeweiligen Mittelwerte wieder.

B. Atriale Reizschwelle

Da nur wenige Daten zur atrialen Reizschwelle vorliegen, die daher auch nicht repräsentativ sind, wird auf eine exponierte Darstellung der Ergebnisse verzichtet.

Die wenigen ermittelten Werte lassen jedoch die Vermutung zu, daß das Verhalten der atrialen Reizschwelle dem der ventrikulären sowohl bei Kurzzeit- als auch bei Langzeituntersuchungen entspricht.

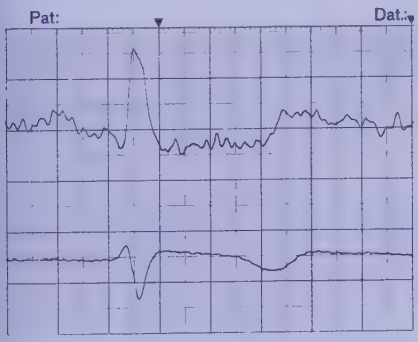
Die atrialen Daten sind daher in die Tabellen 8 und 9 mitaufgenommen und durch ein "X" markiert dargestellt.

C. Ventrikuläres Elektrogramm

Unter Elektrogramm versteht man ein über die im Herzen gelegene Elektrode abgeleitetes intrakardiales Signal.

Bei diesem Signal ergeben sich typische vom Implantationsort abhängige Schwankungen. Das atriale Elektrogramm ist in seiner Amplitude geringer als das ventrikuläre; dies hängt mit der Tatsache zusammen, daß die Muskulatur des Vorhofs des Herzens dünner ist als die des Ventrikels (Abbildung 19).

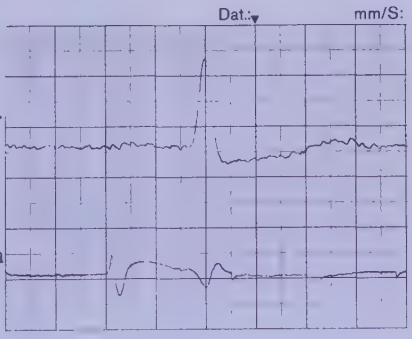
Ventrikuläres Elektrogramm



Oberflächen-EKG

Elektrogramm

Atriales Elektrogramm



14 Monate nach Implantation,
Kalibrierung: 1,5mm=1mV,
Amplitude: 6,6mV,
Papiergeschwindigkeit: 100mm/s.

9 1/2 Monate nach Implantation,
Kalibrierung: 4mm=1mV,
Amplitude: 2mV,
Papiergeschwindigkeit: 100mm/s.

Abbildung 19: Vergleichende Darstellung von telemetrierten ventrikulären (li.) und atrialen (re.) Elektrogrammen.

Das vom Programmiergerät ausgedruckte von mir gewählte Programm zur Dokumentation von Elektrogrammen (siehe auch Seite 20) stellt sich nachstehend in Abbildung 20 dar (Abbildung 20):

```
*TEMP    DEMAND MODE*
      *CONFIRMED*

*PERM    RATE=40 PPM*
      *CONFIRMED*

*TELEMETRY READOUT:*
*     BATTERY OK     *
*         RATE= 40PPM*
*           PW=0.50MS*
*        SENSE= 2.5MV*
*          AMPL=FULL  *
*          HYST=NONE  *
*MAGNET  ASYNC MODE  *
*         REFR=325MS  *
*PERM    DEMAND MODE*

MEASURED:
PW=0.50MS
RATE= 40PPM

SPECTRAN-SMT 8420/23

*PERM    RATE=60 PPM*
      *CONFIRMED*

MEASURED:
PW=0.50MS
RATE= 60PPM
```

Abbildung 20: Das vom Programmiergerät ausgedruckte Programm zur Messung von Elektrogrammen.

Die einleitend gestellte Frage, ob bei den Elektrogrammen dieser Meßreihe ein speziell von Einschraubelektroden verursachtes Verletzungspotential gemessen werden kann, soll im folgenden kurz diskutiert werden.

Unter Verletzungspotential versteht man den graphisch gemessenen vertikalen Abstand zwischen der maximalen Auslenkung entweder der "PQ"- oder der "ST"-Anhebung und der isoelektrischen Linie im atrialen oder ventrikulären Elektrogramm.
Der Verletzungsstrom ist ein Marker für den Grad der Traumatisierung des Endokards und manifestiert sich beim ventrikulären Elektrogramm in einer "ST"-Strecken-, beim atrialen Elektrogramm in einer "PQ"-Strecken-Anhebung (Abbildung 21).

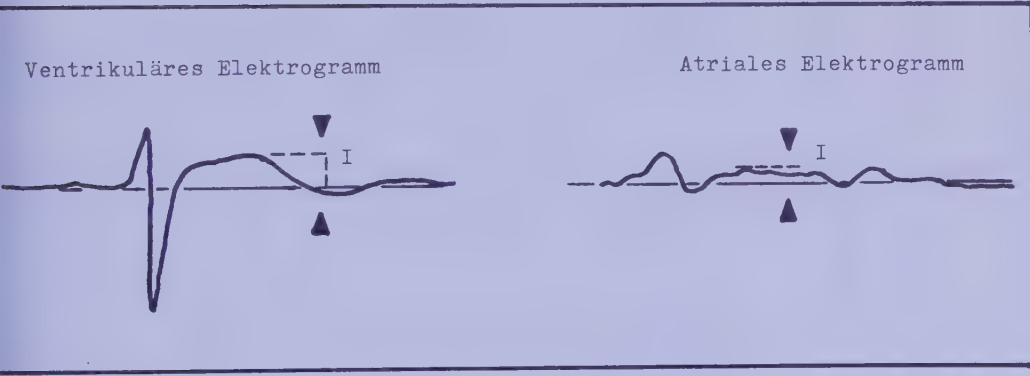


Abbildung 21: Vergleichende graphische Darstellung zur Messung des Verletzungsstroms I bei ventrikulärem (li.) und atrialem (re.) Elektrogramm.

Ein Verletzungspotential kann auch auf eine Perforation des Myokards hinweisen.

Es soll untersucht werden, ob überhaupt ein Verletzungsstrom gemessen werden kann, der in der Lage wäre, die Triggerfähigkeit des Herzschrittmachers herabzusetzen.
Die Konsequenz wäre dann nämlich, eine weniger traumatisierende Elektrode zu implantieren.
In der Praxis war bislang festzustellen, daß sich das ursprüngliche Verletzungspotential innerhalb weniger Stunden post implantationem abbaut, zum geringen Teil jedoch auch über wenige Tage hin Bestand haben kann.

Nach Auswertung der Elektrogramme bleibt nun festzustellen, daß bei den implantierten Elektroden kaum ein Verletzungsstrom zu registrieren war.
Lediglich bei den Einschraubelektroden war im Verlauf der ersten postoperativen Tage ein Verletzungsstrom mit einer Schwankungsbreite von 0,25 mV bis 1,5 mV zu verzeichnen.
Diese geringen Werte hatten aber keinen Einfluß auf die immer regelrechte Herzschrittmacherfunktion.

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse zum postoperativen Verhalten des R-Potentials dargestellt (Tabelle 10):
Die intraoperativ erzielten Meßwerte erscheinen besonders hoch und haben eine große Schwankungsbreite, weil sie direkt und ohne Dämpfung durch den angekoppelten Herzschrittmacher gemessen worden sind.

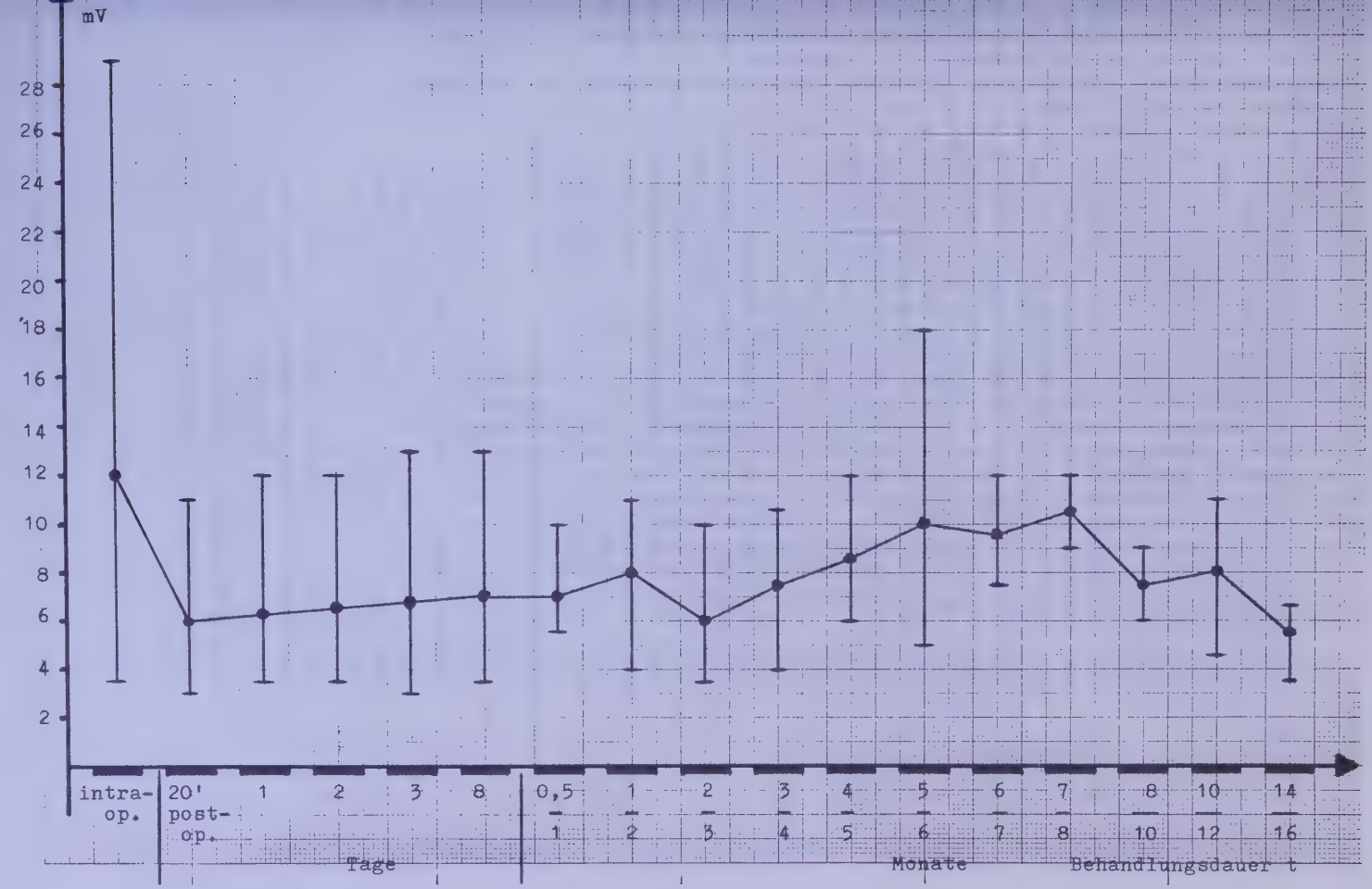


Tabelle 10: Postoperatives Verhalten des R-Potentials mit Angabe der Schwankungsbreiten und der Durchschnittswerte.

Hinzu kommt, daß sich im Laufe des Einheilungsprozesses der Elektrode um die Spitze eine Narbenplatte bildet, die eine schlechtere Leitung des intrakardialen Signals zur Folge hat.
Es zeigt sich daher, daß bereits 20 Minuten postoperativ die telemetrisch gemessenen Elektrogramme einen Abfall in der Amplitude auf durchschnittlich die Hälfte des ursprünglichen intraoperativ eruierten Wertes zeigen.
Bei den Langzeituntersuchungen ist zu konstatieren, daß die einzelnen Amplituden zwischen 3,5 mV und 12 mV liegen, und diese Werte bis auf einen Fall (5-6 Monate) weder über- noch unterschritten werden.
Die Ergebnisse bei der Dokumentation der Elektrogramme bis zum achten postoperativen Tag beruhen auf einer größeren Datenbasis als die später erzielten Werte: es stand hier ein Patientenkollektiv von 42 Personen zur Verfügung.
Für die weiterhin aufgeführten Ergebnisse der Spätuntersuchungen bildeten 10-12 Meßwerte die Grundlage für jedes in der Tabelle markierte Zeitintervall.
Diese relativ geringe Anzahl von Meßdaten erklärt eine statistisch gesehen größere Streuung im zweiten Teil der Kurve.
Das Ergebnis des letzten Zeitintervalls (14-16 Monate) setzt sich aus lediglich 4 Meßdaten zusammen.
Sieht man vom letzten Meßwert einmal ab, so kann man davon ausgehen, daß der Mittelwert der hier gemessenen R-Potentiale im Laufe der Monate einen leichten durchschnitt-

lichen Amplitudenanstieg zu verzeichnen hat. Es muß aber späteren Untersuchungen vorbehalten bleiben festzustellen, wie sich der Verlauf der R-Amplitude nach einem Zeitraum von 1 Jahr und darüber hinaus entwickelt.

In den Abbildungen 22 bis 27 sind ventrikuläre Elektrogramme von 6 verschiedenen Patienten dargestellt, um die Entwicklung des postoperativen R-Potentials am Beispielen exponiert zu dokumentieren (Abbildungen 22-27).
Es fällt bei der Auswertung auf, daß die einzelnen Meßwerte an sich bei den Nachfolgekontrollen -immer bei demselben Patienten betrachtet- relativ konstant sind, jedoch von Meßintervall zu Meßintervall auch leichten Schwankungen in der Amplitude unterliegen.

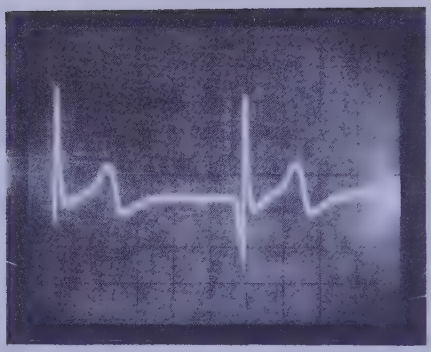


Abbildung 22: Ventrikuläres Elektrogramm, intraoperativ nach Implantation einer Ringelektrode vom Typ Medtronic 6971.
Kalibrierung: 1cm=2mV
Amplitude: 9 mV
Aufzeichnungsgeschwindigkeit: 200 ms

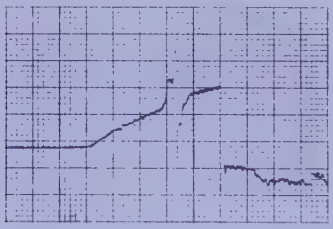


Abbildung 22a: wie 22; 20 Minuten postoperativ.
Kalibrierung: 3mm=1mV
Amplitude: 6 mV
Papiergeschwindigkeit: 50 mm/s

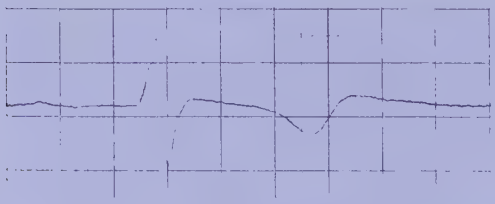


Abbildung 22b: wie 22; 1 Tag postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 6 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

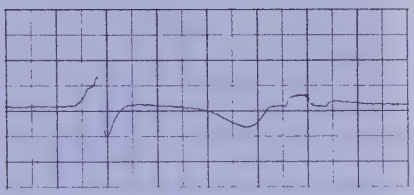


Abbildung 22c: wie 22; 1 Woche postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 6 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

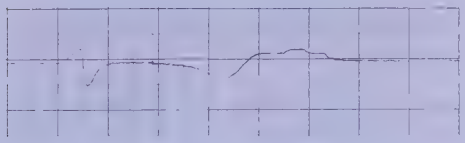


Abbildung 22d: wie 22; 10 1/2 Wochen postoperativ.
Kalibrierung: 1mm=1mV
Amplitude: 7 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

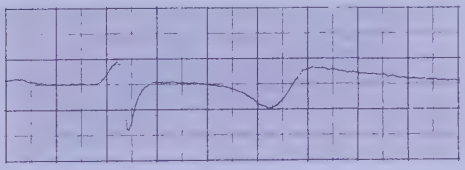


Abbildung 22e: wie 22; 6 Monate postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 7,5 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

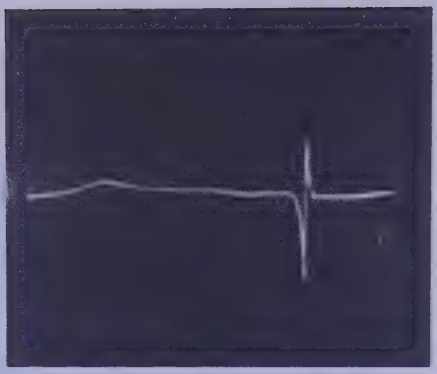


Abbildung 23: Ventrikuläres Elektrogramm, intraoperativ nach Implantation einer Ringelektrode vom Typ Medtronic 6971.
Kalibrierung: 1cm=5mV
Amplitude: 18 mV
Aufzeichnungsgeschwindigkeit: 100 ms

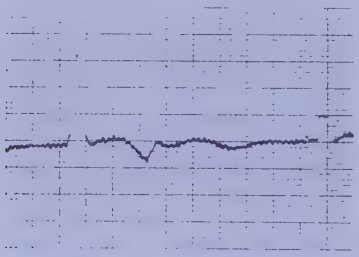


Abbildung 23a: wie 23; 20 Minuten postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 8 mV
Papiergeschwindigkeit: 50 mm/s

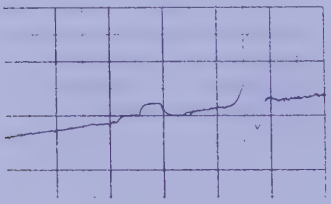


Abbildung 23b: wie 23; 1 Tag postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 9 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

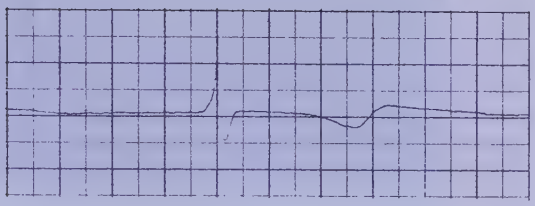


Abbildung 23c: wie 23; 4 Tage postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 7 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

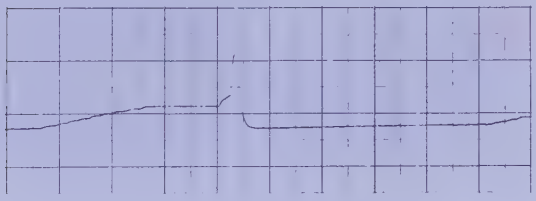


Abbildung 23d: wie 23; 1 Woche postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 7,5 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

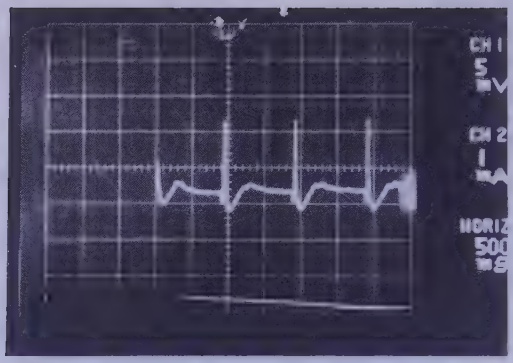


Abbildung 24: Ventrikulares Elektrogramm, intraoperativ nach Implantation einer Schraubelektrode vom Typ Medtronic 6957.
Kalibrierung: 1cm=5mV
Amplitude: 12 mV
Aufzeichnungsgeschwindigkeit: 500 ms

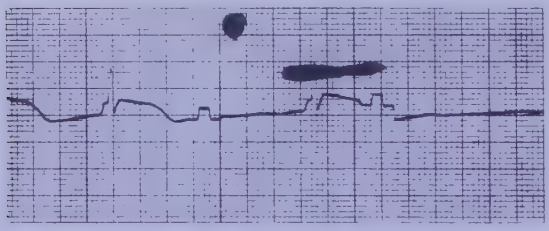


Abbildung 24a: wie 24; 20 Minuten postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 4,5 mV
Verletzungspotential: 1 mV
Papiergeschwindigkeit: 50 mm/s

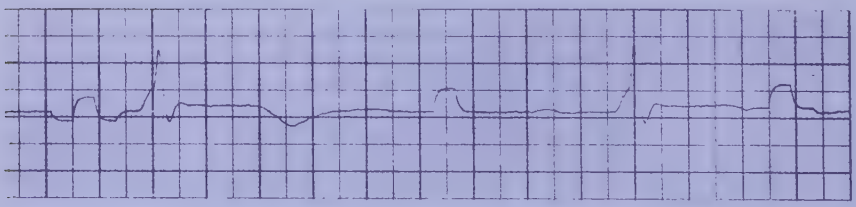


Abbildung 24b: wie 24; 1 Tag postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 3,5 mV
Verletzungspotential: 0,25 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

Abbildung 24c: wie 24; 1 Woche postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 3,5 mV
Verletzungspotential: 0,25 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

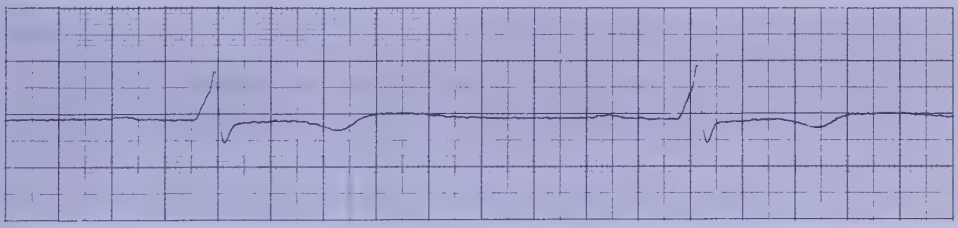


Abbildung 24d: wie 24; 10 1/2 Wochen postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 3,75 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

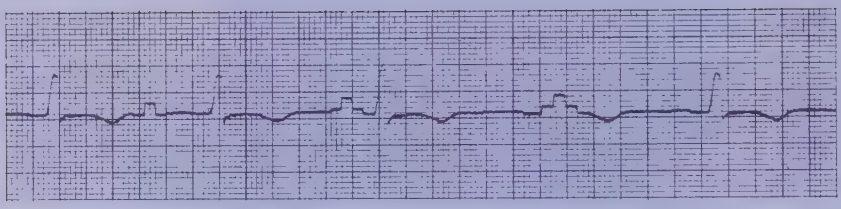


Abbildung 25: Kein intraoperatives Bild; intraoperative Amplitude: 9 - 9,5 mV

hier: 20 Minuten postoperativ nach Implantation einer Schraubelektrode vom Typ Medtronic 6957.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 4,5 - 5,5 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 50 mm/s

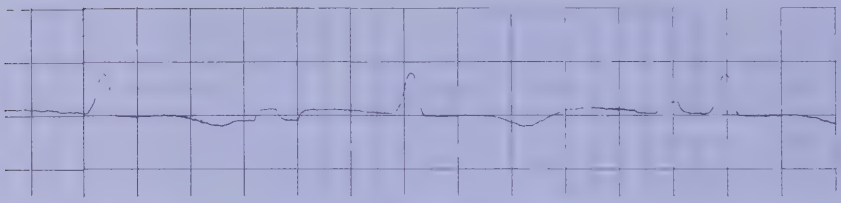


Abbildung 25a: wie 25; 1 Tag postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 4 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

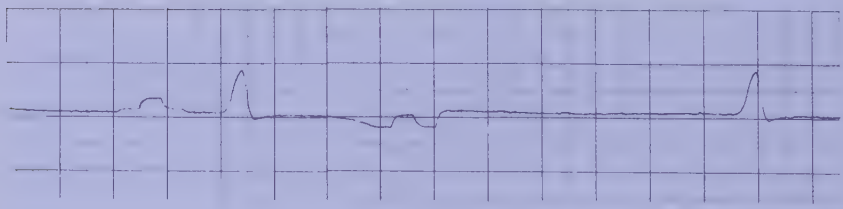


Abbildung 25b: wie 25; 8 Tage postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 4,5 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

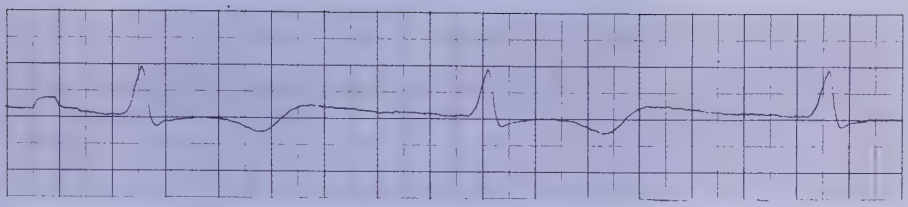


Abbildung 25c: wie 25; 4 1/2 Wochen postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 5,5 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

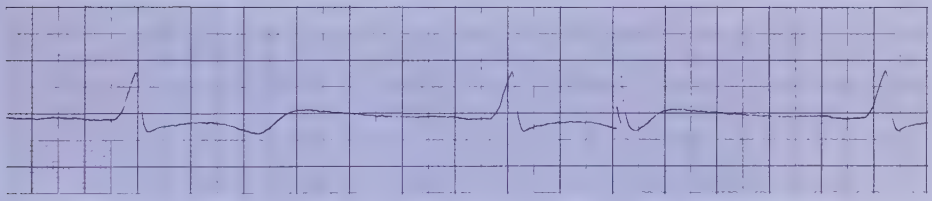


Abbildung 25d: wie 25; 10 1/2 Wochen postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 6 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

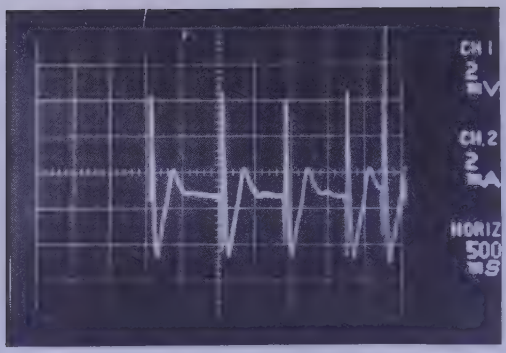


Abbildung 26: Ventrikuläres Elektrogramm, intraoperativ nach Implantation einer Ringelektrode vom Typ Medtronic 6971.
Kalibrierung: 1cm=2mV
Amplitude: 8,5 - 9 mV
Aufzeichnungsgeschwindigkeit: 500 ms

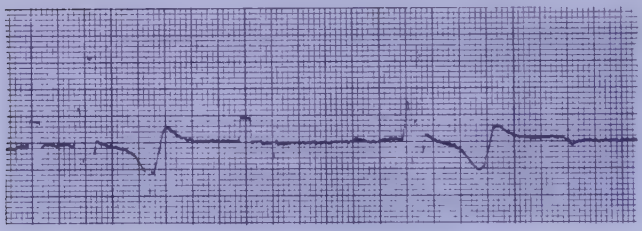


Abbildung 26a: wie 26; 20 Minuten postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 5,5 mV
Papiergeschwindigkeit: 50 mm/s

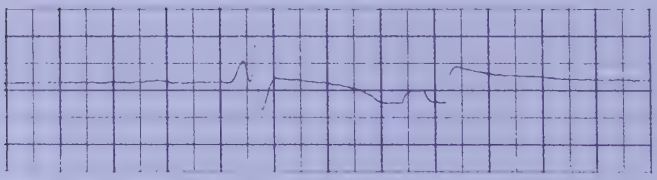


Abbildung 26b: wie 26; 1 Tag postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 6 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

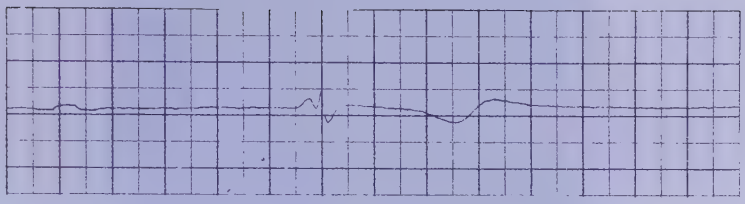


Abbildung 26c: wie 26; 8 Tage postoperativ.
Kalibrierung: 1mm=1mV
Amplitude: 5 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

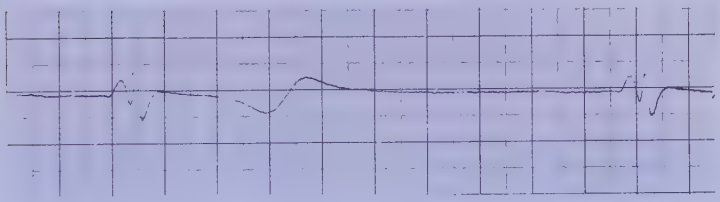


Abbildung 26d: wie 26; 6 1/2 Wochen postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 4 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

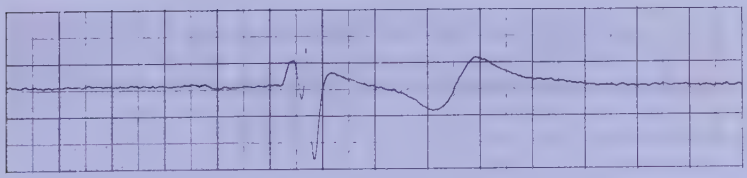


Abbildung 26e: wie 26; 5 Monate postoperativ.
Kalibrierung: 4mm=1mV
Amplitude: 5 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

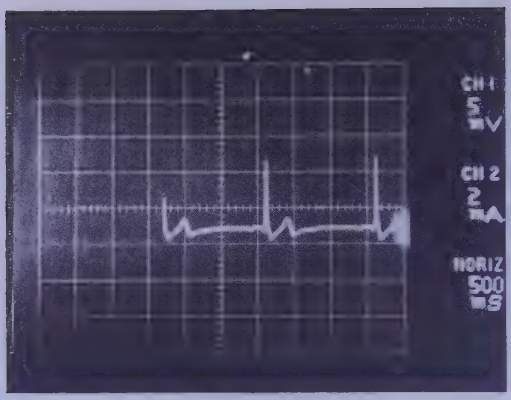


Abbildung 27: Ventrikuläres Elektrogramm, intraoperativ nach Implantation einer Schraubelektrode vom Typ Medtronic 6957.
Kalibrierung: 1cm=5mV
Amplitude: 11 mV
Verletzungspotential: 1,5 mV
Aufzeichnungsgeschwindigkeit: 500 ms

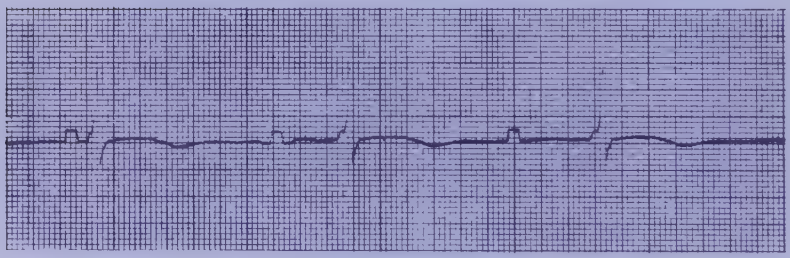


Abbildung 27a: wie 27; 20 Minuten postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 8,5 mV
Verletzungspotential: 0,5 mV
Papiergeschwindigkeit: 50 mm/s

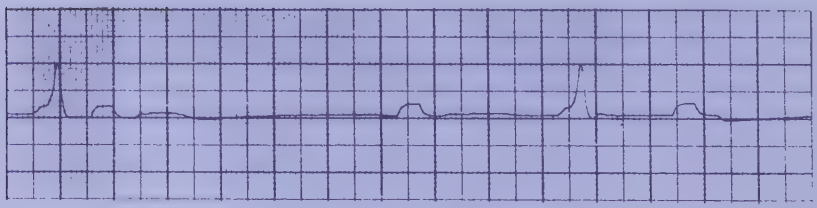


Abbildung 27b: wie 27; 1 Tag postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 5 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

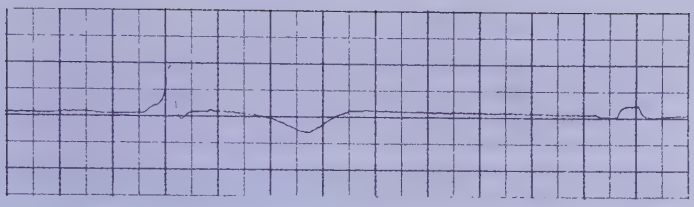


Abbildung 27c: wie 27; 3 Tage postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 5 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

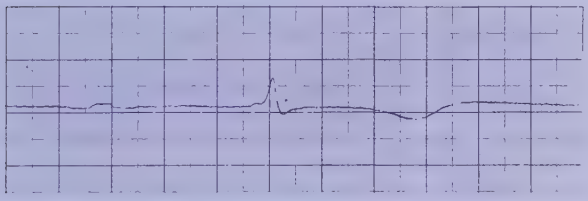


Abbildung 27d: wie 27; 3 Wochen postoperativ.
Kalibrierung: 1mm=1mV
Amplitude: 7 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

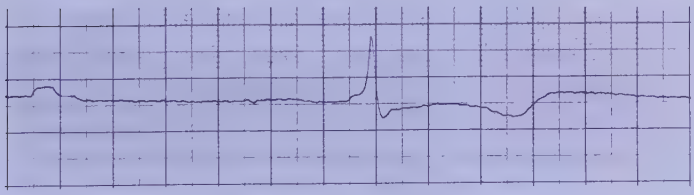


Abbildung 27e: wie 27; 5 Monate postoperativ.
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 7,5 mV
Verletzungspotential: --
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

D. Atriales Elektrogramm

Aufgrund der Tatsache, daß bei zwei Patienten wegen Adams-Stokes-Anfällen keine Elektrogramme aufgezeichnet werden konnten, liegen nur wenige Meßdaten vor.

Daher wird nachfolgend auf eine explizite Darstellung von Elektrogrammen verzichtet. Als Beispiele werden lediglich zwei von verschiedenen Patienten stammende atriale Langzeitelektrogramme abgebildet (Abbildungen 28-29).

Die wenigen ermittelten Werte lassen jedoch auch hier analog zum Reizschwellverhalten die Vermutung zu, daß sich die Entwicklung des atrialen Elektrogramms ähnlich gestaltet wie die des ventrikulären intrakardialen Signals.

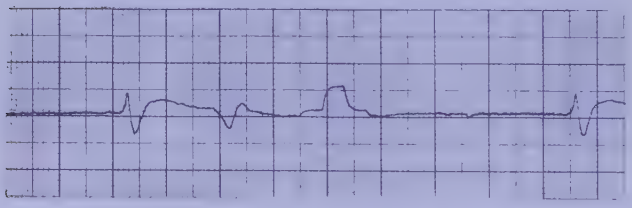


Abbildung 28: Atriales Elektrogramm; 9 1/2 Monate nach Implantation einer Schraubelektrode vom Typ Medtronic 6957.
intraoperative Amplitude: 2,4 mV
Kalibrierung: 4,5mm=1mV
Amplitude: 1,67 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

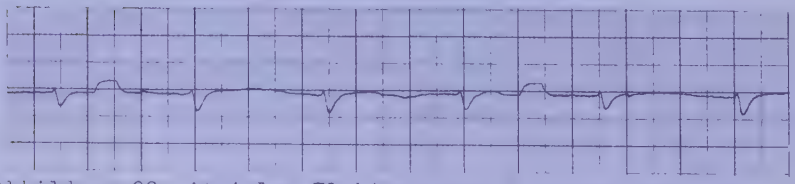


Abbildung 29: Atriales Elektrogramm; 5 Wochen nach Implantation einer Schraubelektrode vom Typ Medtronic 6957.
intraoperative Amplitude: 2,1 - 3 mV
Kalibrierung: 2mm=1mV
Amplitude: 1,5 - 2 mV
Papiergeschwindigkeit: 100 mm/s

VII. RESUMÉE

Im Zeitraum vom 28.4.1981 bis zum 22.4.1982 sind an der Chirurgischen Klinik des Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt 65 unipolare Herzschrittmacher mit Telemetriefunktion vom Typ Medtronic Spectrax SXT 8423 implantiert worden.

Bei den postoperativen Nachfolgekontrollen standen 42 Patienten zur Kurzzeit- und 59 Patienten zur Langzeituntersuchung zur Verfügung, die jeweils unter strikter Einhaltung des selbst entworfenen Protokolls (siehe Seite 14) nachuntersucht worden sind.
Zur postoperativen Entwicklung der ventrikulären Reizschwelle und des ventrikulär abgeleiteten Elektrogramms lassen sich nunmehr folgende nachstehend aufgeführte Fakten konstatieren:

A. Ventrikuläre Reizschwelle

1.) Die unmittelbar 20 Minuten postoperativ gemessenen Impulsdauerschwellenwerte liegen im Gros zwischen 0,05 ms und 0,09 ms.
2.) Das Reizschwellverhalten ändert sich am ersten postoperativen Tag kaum gegenüber den direkt post implantationem ermittelten Werten.
3.) Die Reizschwellwerte steigen im Laufe des 2. bis 6. postoperativen Tages kontinuierlich an und erreichen nach 1 Woche (7. und 8. Tag) ihre höchsten Werte: diese liegen nun um das 2 1/2- bis 3-fache höher als die unmittelbar postoperativ eruierten Ausgangswerte.
4.) Die nach der 2. Woche bis zum 3. Monat post implantationem ermittelten Meßdaten erfahren eine breite Streuung, überschreiten jedoch bei unserem Krankengut nie den Impulsdauerwert von 0,3 ms.

5.) Zwischen dem 3. und 4. postoperativen Monat fallen die Reizschwellwerte ab und erfahren im Laufe der nächsten Monate keine weitere Änderung: die Impulsdauerschwellenwerte liegen in einem lediglich engen Bereich um 0,1 ms.

6.) Eine Korrelation zwischen Reizschwellanstieg und Konfiguration oder Oberflächendurchmesser der Elektrodenspitzen konnte bei den durchgeführten Messungen nicht nachgewiesen werden.

B. Ventrikuläres Elektrogramm

1.) Die intraoperativ erzielten Meßwerte erscheinen besonders hoch und haben eine große Schwankungsbreite, weil sie direkt und ohne Dämpfung durch den angekoppelten Herzschrittmacher gemessen worden sind.

2.) Die bereits 20 Minuten postoperativ telemetrierten Elektrogramme zeigen einen Abfall in der Amplitude auf durchschnittlich die Hälfte des ursprünglich intraoperativ eruierten Wertes.

3.) Im Verlauf des 1. bis 8. postoperativen Tages zeigt sich, daß sich das intrakardiale Elektrogramm relativ stabil gestaltet und einen leichten Amplitudenanstieg zu verzeichnen hat.

4.) Nach Auswertung der Langzeitergebnisse ist zu konstatieren, daß die einzelnen Amplituden bei dem von uns betreuten Krankengut zwischen 3,5 mV und 12 mV liegen, und diese Werte bis auf einen Fall weder über- noch unterschritten werden.

5.) Interpretiert man die gesamte zur Verfügung stehende Anzahl von Meßdaten, so ist festzustellen, daß bei den Mittelwerten der gemessenen R-Potentiale im Laufe der Monate ein leichter durchschnittlicher Amplitudenanstieg zu verzeichnen ist.

6.) Nach Auswertung der Nachkontrollmeßdaten ist weiterhin festzustellen, daß die einzelnen Meßwerte an sich bei einem Patienten betrachtet relativ konstant sind, jedoch von Meßintervall zu Meßintervall auch leichten Schwankungen in der Amplitude unterliegen.

7.) Speziell bei Einschraubelektroden ist untersucht worden, wie sich das Verletzungspotential insbesondere in der Einheilungsphase der Elektrode im Trabekelnetz des Herzens gestaltet: es konnte aufgezeigt werden, daß lediglich ein geringer Verletzungsstrom innerhalb der ersten postoperativen Stunden mit einer Schwankungsbreite von 0,25 mV bis 1,5 mV zu messen war; diese niedrigen Werte hatten aber keinen Einfluß auf eine immer regelrechte Schrittmacherfunktion.
Nach spätestens 8 Tagen post operationem war kein Verletzungsstrom mehr nachweisbar.

Da nur wenige Daten sowohl zum Verhalten der atrialen Reizschwelle als auch zur Entwicklung des atrial abgeleiteten Elektrogramms vorliegen, wird auf eine explizite Darstellung dieser nicht repräsentativen Ergebnisse verzichtet; die wenigen eruierten Werte lassen aber die Vermutung zu, daß sich die Entwicklung der atrialen Reizschwelle und des atrialen Elektrogramms ähnlich gestaltet wie die ventrikulär ermittelten Untersuchungsergebnisse.

Als Konsequenz aus den vorliegenden Meßdaten muß nun -nach unmittelbar vorausgegangener telemetrischer Ermittlung der Reizschwelle und des Elektrogramms- postuliert werden, daß nach 3 bis 4 Monaten post operationem durch Reduktion der Schrittmacherenergie entweder durch Programmierung auf halbe Amplitude und/oder Verringerung der Impulsdauer eine Verlängerung der Lebensdauer des Schrittmacheraggregats angestrebt werden sollte.

Weitere Parameter können dann individuell unter Berücksichtigung der Implantationsindikation und der gewünschten Elektrotherapie telemetrisch programmiert werden.

Komplikationen sowohl in Hinsicht auf Herzschrittmachertaschenperforation als auch auf Dysfunktion des Schrittmachersystems durch Elektrodendislokation waren im Laufe der gesamten Meßreihe nicht zu verzeichnen.

Vorteile eines Herzschrittmachersystems mit Telemetriefunktion sind im Verlauf dieser Arbeit aufgezeigt worden; weitere liegen auf der Hand.
Die Möglichkeit der Telemetrieeinrichtung gestattet es, in einer für den Patienten nicht invasiven und daher nicht belastenden Art und Weise in die Überwachung von Schrittmachersystemen einzugreifen, um somit die angestrebte Elektrotherapie individuell zu optimieren.
Während in den vergangenen Jahren Irritationen wie beispielsweise Muskel- oder Zwerchfellzucken sowie Reizschwellprobleme eine Korrekturoperation nötig werden ließen, werden heute derartige Probleme

unblutig "wegprogrammiert".
Denkt man an die Erleichterung der postoperativen Nachfolgekontrollen, die rechtzeitige Diagnose möglicher Störungen des Herzschrittmachersystems, sowie die Beseitigung dieser Störung durch nicht invasive telemetrische Programmierung, so zeigt sich die multiprogrammierbare Schrittmachergeneration mit Telemetrieeinrichtung auf allen Gebieten der Elektrotherapie den bisher zur Anwendung gekommenen Schrittmachersystemen weit überlegen.
Die Erfahrungen im Umgang mit diesem System im Untersuchungszeitraum der letzten 1 1/2 Jahre belegen, daß Herzschrittmacher mit Telemetriefunktion aus der modernen Schrittmachertherapie nicht mehr wegzudenken sind.

LITERATURVERZEICHNIS

(1) Bostroem, B., Effert, S., Kreuzer, H., Sykosch, H.J.:
Zur Hämodynamik bei permanenter Stimulierung des Herzens mit implantierbaren elektrischen Schrittmachern.
Réanimation 1, 69, (1964)

(2) Böthig, S., Parsi, R.A., Warnke, H.:
Rhythmische Zwerchfellkontraktionen nach Herzschrittmacher-Implantation.
Dtsch. Gesundheitsw. 29, 683, (1967)

(3) Brownlee, R.R., Hughes jr., H.C., Tyers, G.F.O., Neff, P.H., Delmarco, C.J.:
Cardiac electrodes and electrograms: some new observations and concerns.
Pace 3, 266, (1980)

(4) Bücking, J., Hahner, U., Stein, J., Voß, H.:
Erfahrungen mit Spezialelektroden bei der Schrittmacherversorgung.
Z. Kardiol. 70, 210, (1981)

(5) Derra, E., Effert, S., Sykosch, H.J.:
Erfahrungen mit der Implantation von Schrittmachern beim Herzblock.
Zbl. Chir. 88, 586, (1963)

(6) Derra, E., Effert, S., Koufas, I.K., Sykosch, H.J.:
Permanente elektrische Reizung des Herzens bei atrio-ventrikulärem Block mit Adams-Stokes-Anfällen.
Acta chir. helenica 5, 543, (1963)

(7) Derra, E., Sykosch, H.J.:
Der heutige Stand der Schrittmachertherapie mit einem Rückblick auf 6-jährige Erfahrung.
Z. Geront. 1, 161, (1968)

(8) Dressler, L., Bohm, J.:
Elektrodendislokationen bei endokardialer Pacemakerstimulation.
Dtsch. Gesundheitsw. 27, 1896, (1972)

(9) Effert, S., Greuel, H., Grosse-Brockhoff, F., Sykosch, H.J.:
Die Therapie mit elektrischen Schrittmachern beim Adams-Stokes Syndrom.
Dtsch. Med. Wschr. 87, 473, (1962)

(10) Effert, S., Sykosch, H.J., Pulver, K.G.:
Langfristige Therapie mit implantierbaren elektrischen Schrittmachern.
Dtsch. Med. Wschr. 89, 654, (1964)

(11) Effert, S., Sykosch, H.J.:
Implantierbare elektrische Schrittmacher.
Dtsch. Med. J. 18, 209, (1967)

(12) Elmquist, R., Senning, A.:
An implantable pacemaker for the heart.
Medical Electronics. 2. Int. Conf. Paris 1959. Iliffe and Sons Ltd. London, 253

(13) Elmquist, R., Landegren, J., Petterson, S.O., Senning, A.:
Artificial pacemaker for treatment of Adams-Stokes syndrome and slow heart rate.
Amer. Heart J. 65, 731, (1963)

(14) Gschnitzer, F.:
Dislokationen endokardialer Schrittmacher-elektroden.
Thoraxchirurgie 20, 467, (1972)

(15) Hager, W., Hienz, H.A., Düwell, H.J.:
Morphologische Veränderungen am Herzmuskel und an der Gefäßwand nach elektrischer Reizung des Herzens mit myocardialen und transvenös intracardialen Elektroden.
Thoraxchirurgie 16, 143, (1968)

(16) Hager, W., Wink, K.:
Langzeiterfahrungen mit der Implantation elektrischer Schrittmacher des Herzens.
Z. Kreislaufforschung Bd. 59, Heft 4, 289, (1970)

(17) Hager, W., Seling, A.:
Praxis der Schrittmachertherapie.
Schattauer Verlag, Stuttgart-New York, 1974, S. 125

(18) Heymer, B., Wuttke, H., Kreutzberg, B.:
Histologische Untersuchungen der Endokardkontaktstellen an intrakardial implantierten Schrittmacherelektroden.
Thoraxchirurgie 17, 59, (1969)

(19) Huth, F., Ringler, W., Sykosch, H.J.:
Befunde an Gewebstaschen von implantierten Impulsgeneratoren.
Z. Kreislaufforschung Bd. 56, Heft 2, 109, (1967)

(20) Irnich, W.:
Der Einfluß der Elektrodengröße auf die Reizschwelle bei der Schrittmacherreizung.
Elektromedizin Bd. 14 Nr. 5, 175, (1969)

(21) Irnich, W., Parsonnet, V., Myers, G.H.:
Compendium of pacemaker technology II. Definitions and Glossary (Part II).
Pace 2, 634, (1979)

(22) Jakobs, G., Gisbertz, K.H., Moschinski, D., Sailer, R., Hager, W., Wink, K.:
Komplikationen nach Implantation von elektrischen Herzschrittmachern.
Thoraxchirurgie 18, 469, (1970)

(23) Kleinert, M., Elmquist, H., Strandberg, H.:
Spectral properties of atrial and ventricular endocardial signals.
Pace 2, 11, (1979)

(24) Kreuzer, H., Bostroem, B., Effert, S., Sykosch, H.J.:
Änderungen des Herzzeitvolumens bei Patienten mit totalem AV-Block unter dem Einfluß verschiedener Schrittmacherfrequenzen.
Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch. 30, 235, (1964)

(25) Myers, G.H., Kresh, Y.M., Parsonnet, V.:
Characteristics of intracardiac electrograms.
Pace 1, 90, (1978)

(26) Ohm, O.J.:
The interdependence between electrogram, total electrode impedance and pacemaker input impedance necessary to obtain adequate functioning of demand pacemakers.
Pace 2, 465, (1979)

(27) Parsonnet, V., Gilbert, L., Zucker, I.R., Asa, M.M.:
Complications of the implanted pacemaker.
J. thoracic cardiovasc. Surg. 45, 801, (1963)

(28) Peleska, V., Vrana, M., Blazek, Z., Netusil, M.:
Die Dynamik der Stimulationsschwelle und ihre Bedeutung für die Konstruktion von Herzschrittmachern und Elektroden.
Elektromedizin Bd. 14 Nr. 5, 177, (1969)

(29) Ringler, W., Sykosch, H.J.:
Reaktionsformen des menschlichen Organismus auf das durch die Schrittmacher-Implantation eingebrachte Fremdmaterial.
Z. Chirurgie 12, 414, (1966)

(30) Sabin, G., Schnieder, B., Neuhausen, P., Berkmen, R.:
Verringerung der Dislokation transvenöser Schrittmacherelektroden durch Berücksichtigung der intrakardialen EKG-Potentiale.
Dtsch. Med. Wschr. 103 Nr. 24, 1012, (1978)

(31) Säuberli, H., Schriber, K., Babotai, I., Meier, W., Senning, A.:
Herzschrittmacher - Indikation und Resultate bei 257 Patienten.
Schweizer Rundschau Med. (Praxis) 61, 1354, (1972)

(32) Schwilden, E.D., Vogels, W.:
Chir. Probleme der Schrittmachertherapie.
Intensivmedizin Bd. 9, Heft 4, 219, (1971)

(33) Seling, A., Sykosch, H.J.:
Pacemaker und Infektion.
Thoraxchirurgie 18, 336, (1970)

(34) Sykosch, H.J.:
Chirurgische Therapie des atrioventrikulären Blocks mit elektrischen Schrittmachern.
Med. Habilitationsschrift, Universität Düsseldorf, Chir. Klinik, Düsseldorf 1964

(35) Sykosch, H.J.:
Erfahrungen mit der Implantation von Schrittmachern.
Thoraxchirurgie 11, 176, (1963)

(36) Sykosch, H.J.:
Implantierbare Schrittmacher bei atrioventrikulärem Block.
Chirurg 34, 11, (1963)

(37) Sykosch, H.J., Effert, S., Pulver, K.J., Zacouto, F.:
Zur Therapie mit elektrischen Schrittmachern. Ein implantierbarer, induktiv ausschaltbarer elektrischer Schrittmacher.
Elektromedizin 8, 139, (1963)

(38) Sykosch, H.J., Büchner, M., Effert, S.:
Sechs Jahre Schrittmachertherapie.
Dtsch. Med. Wschr. 93, 777, (1968)

(39) Sykosch, H.J., Marx, E., Büchner, M., Schulz, J., Seling, A.:
Spezielle Stimulationstechniken aus einem Krankengut von 1000 Schrittmacherpatienten.
Langenbecks Arch. Klin. Chir. 329, 171, (1971)

(40) Sykosch, H.J., Marx, E., Seling, A.:
Zur Elektrostimulation des Herzens.
Biomed. Techn. 17, 6, (1972)

+

Alle in der vorliegenden Arbeit wiedergegebenen Bilder und Graphiken sind Produktinformationen und -beschreibungen der Firma Medtronic entnommen.

LEBENSLAUF

Thomas Sarwas,
geb. am 09.08.1954 in Düsseldorf-Heerdt als erstes von vier Kindern des Krankenpflegers Josef Sarwas, geb. 18.10.1921, und seiner Frau, der Krankenschwester Elisabeth Sarwas, geborene Saath, geb. 22.05.1922.

1961 - 1965 Besuch der Katholischen Volksschule an der Salierstraße in Düsseldorf-Oberkassel.

1965 - 1973 Besuch des Städtischen Comenius-Gymnasiums in Düsseldorf-Oberkassel (Abitur: 18.05.1973).

1973 Krankenpflegepraktikum auf einer chirurgischen Station des Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt (01.07.73 - 31.12.73).

1974 - 1975 Grundwehrdienst (01.01.74 - 31.3.75).

1975 Immatrikulation im Fach Chemie an der Universität Köln zum SS 1975.
Exmatrikulation zum WS 1975/76.

1975 - 1978 Krankenpflegepraktikumauf der interdisziplinären Intensivstation des Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt (11.08.75 - 08.10.76).

Pflegepraktikum im chirurgischen Operationssaal (hauptsächlich Schrittmacher-OP) des Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt (09.10.76 - 27.10.78).

1978 - 1984 Studium der Humanmedizin an der Universität Düsseldorf, Ableistung des "Praktischen Jahres" an den Städtischen Krankenanstalten Neuss (Lukaskrankenhaus) in den Fächern Innere Medizin, Chirurgie und Urologie.
III. Staatsexamen: 27.11.1984.

1985 Seit dem 01.01.1985 Assistenzarzt an der Chirurgischen Abteilung des Dominikus-Krankenhauses in Düsseldorf-Heerdt.

Ich bin seit dem 02.09.1975 mit der Realschullehrerin Birgit Sarwas, geborene Tapphorn, geb. 20.04.1954, verheiratet und habe 2 Kinder.

Herrn Prof. Dr. H.J. Sykosch möchte ich an dieser Stelle für die Überlassung des Themas, die Betreuung während der Arbeit, sowie für die Übernahme des Referats danken.

Bei Herrn Prof. Dr. E. Ferbers bedanke ich mich für die Ubernahme des Korreferats.

Der Oberin des Dominikus-Krankenhauses Schwester M. Gabriel danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit in Ihrem Haus durchführen zu können.

Bei Herrn ing. grad. H.H. Engel von der Firma Medtronic möchte ich mich für das Ausleihen der technischen Meßgeräte, sowie für die Überlassung von Produktinformationen der Firma Medtronic bedanken.

Mein besonderer Dank aber gilt schließlich meinen Eltern, die mir -für die Zeit der Berufstätigkeit meiner Frau- durch die Betreuung unserer Kinder erst mein Studium ermöglichten.